



Universidad  
Carlos III de Madrid

Departamento de Bioingeniería e Ingeniería  
Aeroespacial

PROYECTO FIN DE CARRERA

# CORRECCIÓN DEL ARTEFACTO DE ANILLO PARA UN TOMÓGRAFO DE RAYOS X DE PEQUEÑOS ANIMALES

Autor: Daniel Alonso García

Tutor: Mónica Abella García

Leganés, abril de 2013



Título: CORRECCIÓN DEL ARTEFA

Realización: Laboratorio de Imagen Médica, Unidad de Medicina y Cirugía Experimental. Hospital General Universitario Gregorio Marañón.

Autor: Daniel Alonso García

Director: Mónica Abella García

## EL TRIBUNAL

Presidente: \_\_\_\_\_

Vocal: \_\_\_\_\_

Secretario: \_\_\_\_\_

Realizado el acto de defensa y lectura del Proyecto Fin de Carrera el día \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2013 en Leganés, en la Escuela Politécnica Superior de la Universidad Carlos III de Madrid, acuerda otorgarle la CALIFICACIÓN de

VOCAL

SECRETARIO

PRESIDENTE



## **AGRADECIMIENTOS**

A mi familia, amigos y novia.



## RESUMEN

El constante desarrollo de técnicas para el estudio de procesos biológicos en animales de laboratorio hace esencial el diseño y desarrollo de herramientas que permitan, mediante técnicas no invasivas, tanto mediciones funcionales como la realización de estudios longitudinales en pequeños animales, muy útiles en la investigación de enfermedades y respuestas al tratamiento, que sirven como modelo para su traslación a la práctica clínica.

El trabajo de este proyecto se encuadra dentro de una línea de investigación que se desarrolla en el Laboratorio de Imagen Médica de la Unidad de Medicina y Cirugía Experimental (UMCE) del Hospital General Universitario Gregorio Marañón y el Departamento de Bioingeniería e Ingeniería Aeroespacial de la Universidad Carlos III de Madrid. Su objetivo es diseñar, desarrollar y evaluar nuevos sistemas de adquisición de datos, procesamiento y reconstrucción de imágenes multi-modales para aplicaciones en investigación preclínica. Dentro de esta línea de investigación se ha desarrollado un tomógrafo de rayos X de alta resolución para pequeños animales que comercializa actualmente la empresa SEDECAL.

En los estudios tomográficos pueden aparecer una serie de artefactos que dificultan en mayor o menor grado el análisis cualitativo y cuantitativo de las imágenes, por lo que es necesaria la aplicación de técnicas de corrección para paliar en la medida de lo posible la degradación de la imagen que provocan dichos artefactos.

El presente proyecto trata la corrección de los llamados artefactos de anillo, que aparecen en las imágenes de TAC obtenidas con sistemas de tercera generación, como es el caso de la mayoría de sistemas TAC de pequeño animal. En primer lugar se implementan una selección de métodos de corrección propuestos en la literatura basados en técnicas de post-procesado. En segundo lugar, se desarrolla un simulador que emula la adquisición en el escáner y permite la inclusión de artefactos de anillo, lo que posibilita la evaluación de los algoritmos sobre imágenes simuladas. Así mismo, se realiza la evaluación sobre estudios reales de maniquíes cilíndricos y roedores. A partir de los resultados obtenidos de esta evaluación se selecciona el método óptimo y se incluye en el tomógrafo de alta resolución de pequeño animal disponible en el laboratorio.

### ***Palabras clave***

Tomografía de rayos X, TAC, pequeño animal, micro-TAC, artefacto de anillo.





## **ABSTRACT**

The constant research on techniques to study biological processes in laboratory animals makes it essential to design and implement non-invasive techniques to obtain functional measurements and to perform longitudinal studies of small animals. These techniques are very useful for researching the development of diseases and the biological responses to therapy that are used as a model for its translation to the clinical practice.

This project is included as a part of a research program that is being developed in the Laboratorio de Imagen Médica of the Unidad de Medicina y Cirugía Experimental at Hospital General Universitario Gregorio Marañón and the Bioengineering Department of Universidad Carlos III, whose objectives are to design, develop and evaluate new systems of acquisition, processing and reconstruction of multimodal images for applications in preclinical research. As a part of this research program, the group has developed a high resolution X-ray tomograph for small animals (micro-CT).

In a tomographic study we can find several artifacts that degrade the quality of the images hindering their analysis making it necessary to develop algorithms to compensate them.

The work of this project focuses in the correction of one of the common artifacts in third generation X-ray CT systems, the so called ring artifact. First, a selection of methods of post-processing proposed in the literature are implemented. Then, is implemented as well a software that simulates the behavior of CT-scanner and that allows the inclusion of ring artifacts in the simulated images in order to evaluate the correction algorithms on simulated images. Moreover, the correction algorithms are evaluated on real CT studies of homogeneous cylinders and rodents. From the results of this evaluation, an optimal method is selected and incorporated to the real X-ray CT system available at the laboratory.

### ***Key words***

X-ray CT, Computed Tomography, small animal, micro-CT, ring artifact.



# ÍNDICE GENERAL

AGRADECIMIENTOS .....	5
RESUMEN .....	7
Palabras clave .....	7
ABSTRACT .....	9
Key words.....	9
ÍNDICE GENERAL .....	11
INDICE DE FIGURAS .....	12
INDICE DE TABLAS .....	17
1. INTRODUCCIÓN .....	21
1.1 Introducción a los rayos X.....	23
1.2 Sistemas de tomografía de rayos X .....	29
1.3 Proyección .....	32
1.4 Métodos de reconstrucción de imagen .....	34
1.5 Artefactos en CT.....	41
2. MOTIVACIÓN, MARCO CONTEXTUAL Y OBJETIVOS.....	54
2.1. Motivación.....	54
2.2. Marco contextual del proyecto .....	55
2.3    Objetivos del proyecto .....	65
2.4    Organización de la memoria .....	65
3. MATERIAL Y MÉTODOS .....	69
3.1 Herramienta de simulación del escáner micro-TAC .....	69
3.2 Métodos de corrección del artefacto de anillo.....	79
3.3 Evaluación de métodos.....	103
4. RESULTADOS .....	109
4.1 Resultados en simulación .....	109
4.2 Resultados en estudios tomográficos reales .....	112
4.3 Incorporación de la corrección de anillos en el tomógrafo .....	118
5. CONCLUSIONES Y LINEAS FUTURAS .....	123
5.1 Conclusiones.....	123
5.2 Líneas futuras .....	124
REFERENCIAS .....	125
GLOSARIO .....	127
PRESUPUESTO.....	128

## INDICE DE FIGURAS

Fig. 1: Esquema de rayos X (izquierda). Radiografías de pulmones y mano (derecha)	21
Fig. 2: a) placas radiográficas, b) detector electrónico empleado en radiografía digital	22
Fig. 3: Tipos de corte tomográfico .....	22
Fig. 4: Corte coronal de TAC de cuerpo entero sin contraste (derecha) y con contraste (izquierda).....	23
Fig. 5: Espectro electromagnético en función de la longitud de onda (en metros) .....	24
Fig. 6: Vista esquemática de un tubo de rayos X .....	25
Fig. 7: rayos X producidos al bombardear una placa de tungsteno con voltajes distintos .....	25
Fig. 8: transferencia de electrones entre capas para recuperar el equilibrio del átomo..	26
Fig. 9: Espectro típico producido por un tubo con blanco de tungsteno .....	26
Fig. 10: Fenómenos de interacción de los rayos X con la materia: a) efecto Rayleigh , b) efecto Compton, c) efecto fotoeléctrico, d) producción de pares.....	27
Fig. 11: Esquema de un corte transversal de una película fotográfica cubierta en ambos lados por una pantalla fluorescente .....	28
Fig. 12: Esquema de un detector digital CR.....	28
Fig. 13: Esquema de la composición de un sistema de detección digital DR de conversión directa (izquierda) e indirecta (derecha) .....	29
Fig. 14: Esquema de adquisición de un tomógrafo de primera generación.....	30
Fig. 15: Esquema escáner de tercera generación.....	30
Fig. 16: Esquema escáner cuarta y quinta generación.....	31
Fig. 17: Esquema de un tomógrafo helicoidal donde la flecha indica la dirección en la que se mueve la cama del paciente durante el proceso de adquisición .....	31
Fig. 18: Concepto de proyección.....	32
Fig. 19: Esquema de proyección de rayos paralelos.....	33
Fig. 20: Esquema de una proyección de rayo en forma de abanico .....	33
Fig. 21: Proyecciones de una fuente puntual y apilado de las mismas para construir el sinograma .....	34
Fig. 22: Método directo de reconstrucción aplicando la transformada inversa de Fourier (Abella et al 2010) .....	36
Fig. 23: Ejemplo del proceso de retroproyección para obtener la imagen original a partir de las proyecciones de la misma .....	37
Fig. 24: imagen original (arriba). En las imágenes de abajo tenemos las imágenes resultantes al retroproyectar 3 (izquierda), 6 (centro) y 360 (derecha) ángulos.....	37
Fig. 25: a) Imagen obtenida por retroproyección; a') TF de la imagen a la que hay que multiplicar por un filtro (b) que atenúe las bajas frecuencias para obtener la imagen filtrada con los bordes bien marcados (c).....	38
Fig. 26: Filtro rampa empleado al calcular la FBP.....	39
Fig. 27: a) Perspectiva de la geometría cone-beam; b) vista lateral (plano v-z) de la fuente al detector virtual. Para la reconstrucción se hará coincidir el sistema de coordenadas del detector real con el del detector virtual.....	40
Fig. 28: Esquema de funcionamiento de un método de reconstrucción iterativo (Abella 2010).....	41
Fig. 29: a) Corte axial de la imagen CT de un cilindro homogéneo sin endurecimiento de haz donde la línea amarilla representa el perfil central; b) mismo corte no homogéneo debido al endurecimiento de haz donde se puede observar el <i>cupping</i> en el perfil central representado por la línea amarilla; c) corte axial de la imagen de un cerebro humano sin	

endurecimiento de haz; d) mismo corte en donde la flecha roja indica la zona oscurecida debido al endurecimiento de haz .....	43
Fig. 30: Líneas horizontales producidas por photon starvation sobre la imagen CT de un hombro.....	44
Fig. 31: a) Imagen original; b) Resultado de la corrección de photon starvation aplicando un filtrado adaptativo óptimo.....	44
Fig. 32: Ejemplo de artefacto por movimiento del paciente; a) imagen original; b) imagen corregida .....	45
Fig. 33: Paciente con dos prótesis de cadera que producen artefactos degradando la calidad de la imagen .....	46
Fig. 34: Corte axial de imagen TAC de cerebro donde la flecha roja señala el artefacto de anillo .....	46
Fig. 35: a) Datos recogidos por los detectores más alejados del centro; b) los datos recogidos por los detectores centrales se verán menos afectados por el efecto <i>cone-beam</i> .....	47
Fig. 36: a) imagen reconstruida a partir de detectores exteriores, b) misma imagen reconstruida a partir de detectores interiores .....	48
Fig. 37: Desalineamientos del detector (Abella et al 2012) .....	48
Fig. 38: (a) Reconstrucción sin desalineamiento geométrico, (b) reconstrucción con desplazamiento horizontal del detector .....	49
Fig. 39: a) Imagen reconstruida sin desalineamientos, b) imagen reconstruida con una inclinación de $\pi/10^\circ$ del detector alrededor de su eje central paralelo a las filas, c) cuando el detector se encuentra girado $\pi/4^\circ$ alrededor de su eje central vertical, d) cuando el detector rota $\pi/7^\circ$ en su mismo plano.....	49
Fig. 40: Diferentes reconstrucciones de una elipse variando el número de proyecciones K y el número de muestras por proyección N. ....	50
Fig. 41: Efecto de variar el paso y el aspecto de los artefactos producidos: a) paso = 4.5, b) paso = 3.5, c) paso = 2.5.....	51
Fig. 42: Imagen con artefacto (borde de la izquierda) debido a una mayor dimensión del paciente que el campo de visión del escáner .....	52
Fig. 43: Imágenes PET de alta resolución de una rata de laboratorio .....	54
Fig. 44: Ejemplos de imagen micro-TAC de pequeño animal: representación tridimensional de un cráneo de mofeta (izquierda) y corte coronal de una rata a la que se le ha inyectado un contraste yodado por vía intraperitoneal (derecha) .....	55
Fig. 45: Corte axial de rata en donde se aprecian artefactos de anillo .....	55
Fig. 46: a) Escáner multimodal Argus PET/TAC con cubiertas; b) escáner multimodal VrPET sin cubiertas; c) escáner FMT-TAC .....	56
Fig. 47: Tomógrafo computarizado diseñado en el laboratorio y comercializado por SEDECAL .....	56
Fig. 48: Esquema de la geometría del sistema micro-TAC.....	57
Fig. 49: a) datos procedentes del detector; b) imagen de llenado de campo; c) imagen de oscuridad obtenida con la fuente apagada; d) datos recogidos tras la corrección de ganancia, deriva y píxeles muertos; e) imagen de atenuación tras las aplicar las correcciones anteriores .....	59
Fig. 50: Ejemplo de visualización de los cortes sagital, coronal y axial con la consola MMKS de un estudio TAC de pequeño animal .....	60
Fig. 51: Elemento defectuoso en el detector que se corresponde con la misma posición radial para todos los ángulos .....	61
Fig. 52: Ilustración de la formación de un artefacto de anillo. El anillo es tangente a todas las líneas .....	61

Fig. 53: Artefactos de anillo sobre la imagen reconstruida de un maniquí cilíndrico homogéneo .....	61
Fig. 54: a) Imagen reconstruida en un escáner simulado sin ruido donde se han introducido errores de igual magnitud en la proyección para diferentes detectores; b) perfil de intensidad de los anillos producidos por los errores introducidos [7].....	63
Fig. 55: Maniquí simulado. Las flechas indican dos de los artefactos de anillos introducidos .....	69
Fig. 57: Maniquí resultante de ejecutar el método <i>crearImagen</i> .....	70
Fig. 56: Diagrama de los bloques que forman la herramienta de simulación empleada. Cada bloque está formado por los módulos incluidos en cada una de las cajas.....	70
Fig. 58: Explicación intuitiva de la función de proyección de rayos paralelos de la herramienta de simulación. El proyector suma las filas de la imagen que desea proyectar (imagen de tres valores de gris de 5x5 píxeles) y a continuación rota la imagen objeto y vuelve a sumar las filas y así sucesivamente hasta completar el número de proyecciones deseado .....	72
Fig. 59: Distribución de Poisson para distintos valores de $\lambda$ .....	73
Fig. 60: Perfil de la imagen simulada con anillos .....	74
Fig. 61: Imagen con anillos en donde la flecha indica la posición de uno de ellos.....	74
Fig. 62: Explicación intuitiva del módulo de retroproyección de rayos paralelos de la herramienta de simulación. La imagen de la derecha representa la imagen de proyección donde cada fila se corresponde a la proyección para un determinado ángulo. La primera fila de esta imagen se replica en la imagen de la izquierda formando la imagen de retroproyección para el primer ángulo $\theta = 0^\circ$ .....	76
Fig. 63: Representación del filtro rampa muestreado en frecuencia (línea continua) y de la FFT del filtro muestreado en el espacio (línea discontinua) para frecuencias positivas donde se observan diferencias en los primeros valores (Kak et al 1988).....	77
Fig. 64: Perfiles centrales de la reconstrucción de un cilindro de 7.5 cm de radio. Las reconstrucciones se han hecho con (a) método en el dominio espacial, y (b) con el método en el dominio de Fourier. La línea discontinua es el perfil central teórico (Crawford et al 1991). .....	77
Fig. 65: a) Imagen retroproyectada; b) Imagen reconstruida (retroproyección + filtrado) .....	78
Fig. 66: Detalle de cómo se eligen los puntos para la corrección de uno de los píxeles de la imagen (representado como un punto en rojo) seleccionando para ello los N píxeles colindantes con él en dirección radial (en verde) y tomando después la mediana de todos ellos.....	80
Fig. 67: a) Imagen a corregir. La flecha indica la posición del artefacto de anillo; b) imagen después de aplicar el filtro de mediana descrito, la flecha indica donde se encuentra el artefacto de anillo que al igual que el resto de la imagen ha sido suavizado .....	80
Fig. 68: Imagen resultante después de corregir con este método la imagen de la figura 83-a. ....	81
Fig. 69: Diagrama de flujo del método 1 donde los círculos se corresponden con módulos y los paralelogramos con objetos generados .....	82
Fig. 70: representación de $r$ y $\theta$ en de $x$ e $y$ .....	84
Fig. 71: a) Imagen en coordenadas cartesianas. La flecha muestra el anillo a corregir; b) imagen en coordenadas polares correspondiente a la imagen de la derecha. La flecha indica la posición de la columna correspondiente al anillo. El eje horizontal es $r$ y el vertical $\theta$ .....	85
Fig. 72: a) Vector de corrección resultante; b) imagen corregida .....	85

Fig. 73: Diagrama de flujo del funcionamiento del método 2.....	87
Fig. 74: a) Sinograma a corregir. Las flechas indican las columnas correspondientes a los artefactos de anillo. La columna de la izquierda corresponde a un artefacto de grosor dos veces el de la derecha; b) componente de alta frecuencia de dicho sinograma que resulta de restarle a la imagen de la izquierda su versión suavizada.....	89
Fig. 75: a) Ventana que recorre la componente de alta frecuencia del sinograma a corregir; b) matriz de corrección obtenida de la posición actual de la ventana; c) vector de corrección calculado a partir de la matriz anterior; d) contribución del vector de corrección anterior al vector de corrección final .....	90
Fig. 76: a) Vector de corrección completo tras recorrer en ventanas de ancho fijo la componente de alta frecuencia del sinograma; b) sinograma corregido; c) diferencia entre el sinograma original (figura 74-a) y el corregido, donde las flechas indican las columnas correspondientes a los artefactos corregidos.....	90
Fig. 77: Diagrama de flujo del funcionamiento del método 3.....	91
Fig. 78: Sinograma a corregir. Las flechas indican las columnas correspondientes a los artefactos de anillo. La columna de la izquierda corresponde a un artefacto de grosor de dos píxeles mientras que la de la derecha corresponde a un artefacto de grosor de un píxel .....	93
Fig. 79: a) Vector media de las filas del sinograma de la figura 78, donde las flechas señalan los picos debidos a los artefactos de anillo; b) versión suavizada del vector media anterior .....	93
Fig. 80: Diferencia entre el vector de media suavizado y sin suavizar representados en la figura 79. Se pueden apreciar los dos picos correspondientes al artefacto de anillo.....	94
Fig. 81: a) Sinograma original; b) sinograma corregido donde las líneas correspondientes a los artefactos de anillo se han atenuado aunque siguen siendo visibles; c) franjas verticales correspondientes a la diferencia entre el sinograma original y el corregido .....	94
Fig. 82: Diagrama de flujo del método 1 donde los círculos se corresponden con módulos y los paralelogramos con objetos generados .....	95
Fig. 83: a) Sinograma a corregir. Las flechas indican las columnas correspondientes a los artefactos de anillo. La columna de la izquierda corresponde a un artefacto de grosor dos veces el de la derecha; b) transformada de Fourier 1D del sinograma anterior.....	96
Fig. 84: Respuesta de un filtro Butterworth ideal con distinto orden (2, 3 y 4) y frecuencia de corte de 100 rad/s. Es posible apreciar el comportamiento de un filtro de Butterworth. Se observa cómo al subir el orden del filtro la pendiente se hace más abrupta. ....	97
Fig. 85: Filtro Butterworth empleado en el dominio de la frecuencia. Tiene una componente en el origen y la réplica situada en $2\pi$ . La frecuencia de corte de dicho filtro es de $0.53\pi$ rad.....	97
Fig. 86: a) Transformada de Fourier filtrada del sinograma; b) sinograma corregido ...	98
Fig. 87: Diagrama de flujo del funcionamiento del método 2.....	99
Fig. 88: a) Sinograma a corregir. Las flechas rojas indican las columnas correspondientes a los artefactos de anillo. La columna de la izquierda corresponde a un artefacto de grosor dos veces el de la derecha; b) versión suavizada del sinograma anterior donde las flechas rojas indican también en esta ocasión las columnas afectadas por los artefactos de anillo; c) componente de alta frecuencia.....	100
Fig. 89: Imagen de corrección resultante de calcular la mediana por columnas de la imagen de la figura 88-c .....	100

Fig. 90: a) Línea sobre la que se ha realizado el perfil de las figuras siguientes; b) perfil del sinograma anterior donde se pueden apreciar los dos picos correspondientes a los dos artefactos de anillo; c) perfil del sinograma corregido con este método .....	101
Fig. 91: Diagrama de flujo del funcionamiento del método 4.....	102
Fig. 92: Fotografías de cilindro homogéneo (a) y ratas adultas de laboratorio para investigación (b) .....	104
Fig. 93: Imágenes de los estudios CT utilizados para evaluar los métodos de corrección de artefacto de anillo. Se dividen en imágenes de maniqués cilíndricos (a, b), estudios de rata (c, d), y estudios de ratón (e, f, g, h) .....	104
Fig. 94: Maniquí con anillos completos y perfil sobre el que se va a evaluar la corrección de los mismos .....	109
Fig. 95: Resultados de corregir el maniquí de la figura 92 .....	110
Fig. 96: Perfil comprendido entre los píxeles 100 y 200 de la figura 93 corregido por todos los métodos .....	111
Fig. 97: Cortes sobre las imágenes de rata (a) y cilindro (b) sobre las que vamos a estudiar los perfiles .....	112
Fig. 98: Perfil corregido del maniquí cilíndrico con cada uno de los métodos .....	113
Fig. 99: Perfil corregido del estudio de rata con cada uno de los métodos .....	114
Fig. 100: Estudio de maniquí cilíndrico corregido .....	116
Fig. 101: Estudio de rata corregido .....	117
Fig. 102: Selección del archivo .ACT en la consola MMWKS .....	118
Fig. 103: Selección de la opción <i>RingReduction</i> para corregir los artefactos de anillo .....	119
Fig. 104: Fragmento de un archivo de cabecera .HDR en donde la flecha señala el campo <i>ring reduction</i> .....	119



## INDICE DE TABLAS

Tabla 1: Configuraciones posibles de los archivos con extensión CTF según el tamaño de píxel .....	59
Tabla 2: Resumen de los métodos evaluados .....	79
Tabla 3: Coeficientes de atenuación de las estructuras introducidas en el maniquí simulado .....	103
Tabla 4: Valores de RMSE en la corrección del maniquí con anillos .....	111
Tabla 5: Factor de corrección resultante sobre la imagen corregida del estudio de maniquí cilíndrico uniforme .....	113
Tabla 6: Factor de corrección resultante sobre la imagen corregida del estudio de rata .....	114
Tabla 7: Factor de corrección total y tiempo medio de ejecución de ejecución.....	115
Tabla 8: Comentarios sobre la evaluación visual de cada uno de los métodos (figuras 102 y 103).....	115



# **Introducción**

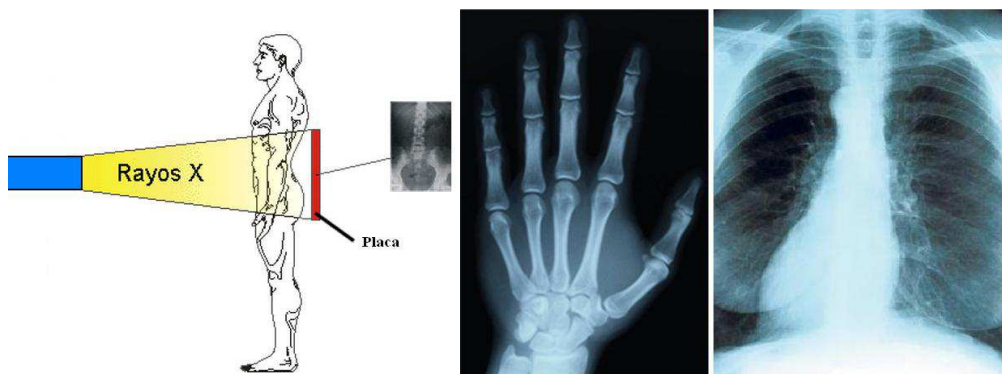


# 1. INTRODUCCIÓN

Uno de los usos más importantes que se le da a los rayos X es en el campo de la medicina, en donde encontramos multitud de aplicaciones tales como radiodiagnóstico de patologías por imagen, radiología intervencionista y uso terapéutico en el tratamiento de tumores (radioterapia).

La radiología es la especialidad médica que se ayuda de los rayos X, campos magnéticos y ultrasonidos para generar imágenes de la zona del cuerpo humano que queremos visualizar para facilitar su diagnóstico. Si nos centramos en la sección que utiliza los rayos X, encontramos que estamos ante una fuente de radiación ionizante que aporta información de la anatomía del paciente en función de la densidad del tejido que atraviesa.

El funcionamiento básico de un aparato de rayos X consiste en una fuente que radia hacia una película fotográfica especial llamada placa, sobre la cual se sitúa al paciente. Los fotones recogidos en la placa formarán una imagen en función del tipo de tejido atravesado, tomando tonalidades más blancas cuando el tejido es más denso y tonalidades más oscuras en tanto la zona atravesada es menos densa, encontrando el tono más negro cuando el medio atravesado es el aire. En la figura 1 se puede observar cómo aparecen los huesos de una mano en un color más blanco que el aire de unos pulmones de la manera anteriormente descrita.

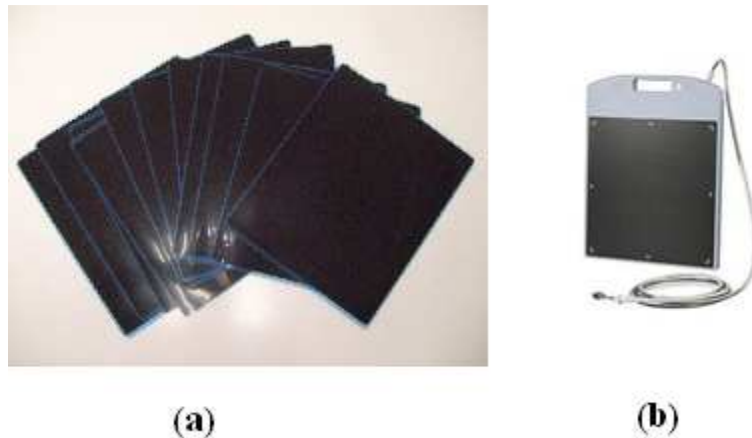


**Fig. 1: Esquema de rayos X (izquierda). Radiografías de pulmones y mano (derecha)**

A pesar de que la imagen reconstruida contiene información de todas las capas de tejido atravesadas por el haz de fotones -lo que supone una dificultad a la hora de interpretarla correctamente-, su bajo coste y su rapidez hace que sea el sistema de diagnóstico por imagen más empleado en la actualidad (supone del 80% al 90% del total de imágenes obtenidas (Desco et al 2010)).

Una variante más moderna de la radiología es la llamada radiología digital, en donde la placa fotográfica se sustituye por un detector electrónico que genera la imagen (figura 2). Este panel presenta varias ventajas frente a la radiología tradicional: se puede reducir la dosis de radiación al paciente al eliminarse la repetición de exploraciones gracias a que un procesamiento de imagen permite recuperar información válida aun cuando las condiciones de realización no hayan sido las óptimas; facilita la gestión de

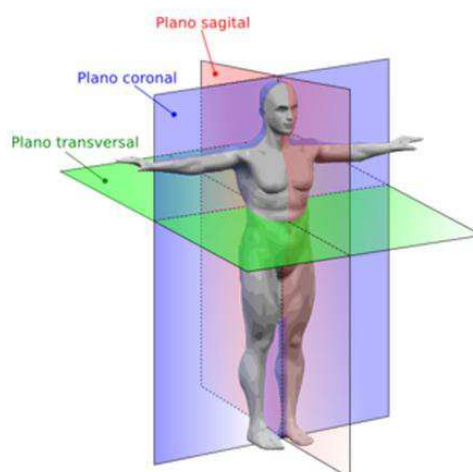
procesado y almacenamiento de la imagen reconstruida de forma que puede ser enviada con facilidad para ser examinada en distintos terminales; facilita la creación de archivos digitales; y proporciona un mayor contraste en las imágenes. Además, se produce un ahorro en placas radiográficas y rollos fotográficos, así como en la compra de reveladores y fijadores para las radiografías. Por contra, el precio del detector es mucho más caro que las placas radiográficas, lo que supone un impedimento económico a la hora de acceder a él.



**Fig. 2:** a) placas radiográficas, b) detector electrónico empleado en radiografía digital

En la década de los 70 se introdujeron sistemas de obtención de imágenes diagnósticas en los que la imagen que se obtiene es digital, como es el caso de la tomografía axial computarizada o TAC. El TAC utiliza un fino haz de radiación que barre en rodajas o en hélice la zona del paciente a explorar, solucionando así el problema de la superposición de los tejidos.

Los planos que se muestran en la figura 3, que cortan ortogonalmente al paciente forman los tres tipos de corte tomográfico: coronal, sagital y axial.



**Fig. 3:** Tipos de corte tomográfico

Los mayores contrastes en TAC se consiguen entre objetos muy densos, como los huesos y poco densos, como el aire de los pulmones. Para mejorar la resolución de

contraste en tejido blando se puede hacer uso de la administración de agentes de contraste radio-pacos (que contengan yodo o bario, por ejemplo) por vía oral, intravenosa o rectal para facilitar el trazado de órganos y tumores, tal como se puede observar en la figura 4.



Fig. 4: Corte coronal de TAC de cuerpo entero sin contraste (derecha) y con contraste (izquierda)

## 1.1 Introducción a los rayos X

Los rayos X son una forma de radiación electromagnética, como lo es la luz visible. Fueron descubiertos por el físico alemán Wilhelm Conrat Röntgen en 1895 mientras trabajaba con un tubo de rayos catódicos, lo que le sirvió para ganar el premio Nobel de física en el año 1901. Röntgen encontró que un nuevo tipo de radiación altamente penetrante e invisible se originaba en el punto donde los rayos catódicos (electrones) impactaban el tubo de cristal, y que esos rayos podían pasar a través de materiales opacos a la luz visible y activar una pantalla detectora fluorescente u oscurecer una película fotográfica.

Dado que los rayos X son una forma de radiación electromagnética de alta energía, se suelen describir como partículas (fotones), cuya energía viene dada por:

$$E = \frac{h \cdot c}{\lambda} \quad (1.1)$$

siendo  $h$  la constante de Planck ( $h=6.626 \times 10^{-34} J \cdot s$ ),  $c$  la velocidad de la luz ( $c=3 \times 10^8 m/s$ ) y  $\lambda$  la longitud de onda.

La energía de los fotones empleados en imagen médica está entre 10keV y 150 keV. Los fotones *blandos o de baja energía* (entre 10 keV y 30keV) se utilizan en aplicaciones de microscopía.

En figura 5 observamos la posición de los rayos X en el espectro electromagnético.

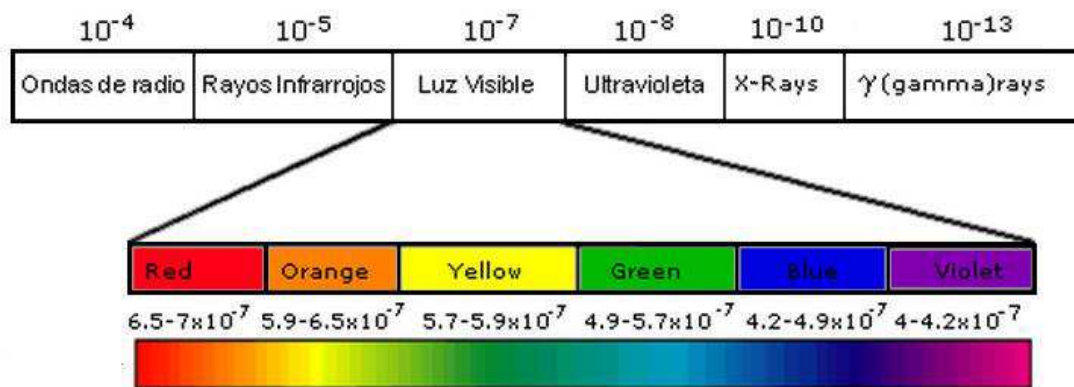


Fig. 5: Espectro electromagnético en función de la longitud de onda (en metros)

Los rayos X son una radiación ionizante, ya que tienen suficiente energía como para ionizar la materia, arrancando electrones de los átomos que la forman, lo que puede producir la rotura de algunas moléculas e inducir reacciones químicas en el organismo (especialmente importante en el caso de las moléculas de agua, que al romperse forman radicales libres que son muy reactivos).

### 1.1.1 Generación de rayos X

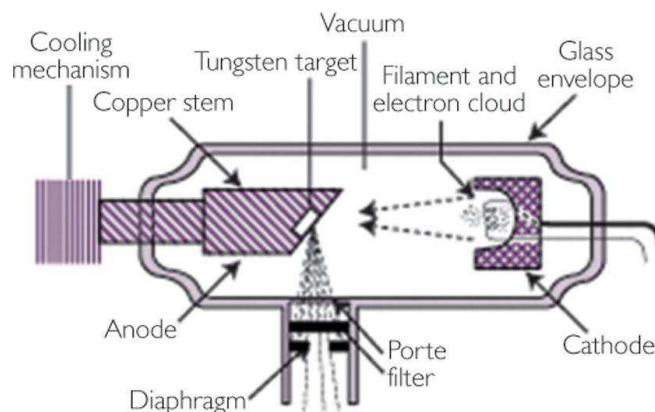
Cuando una partícula acelerada con suficiente energía colisiona con un átomo, su energía puede ser absorbida y los electrones de las capas internas son desplazados hacia fuera, llegando incluso a provocar su ionización o expulsión del electrón del átomo. Un electrón de la capa inmediata mas externa al desplazado cae para ocupar el hueco producido en la capa interna cediendo su energía en forma de radiación electromagnética, siendo esta radiación característica y específica para cada átomo.

El fenómeno anterior es el que también origina los rayos X. Pero para que sea posible trabajar con los rayos X generados por un dispositivo tienen que cumplir los siguientes requisitos:

1. Producir una cantidad suficiente de rayos X en un corto periodo de tiempo.
2. Ser capaz de seleccionar el valor de la energía de los rayos generados.
3. Poder ser capaz de reproducir los rayos X.
4. Que cumplan los estándares de seguridad vigentes en cuanto a coherencia del haz, dispersión secundaria y demás parámetros estipulados.

Los rayos X son producidos en un tubo de rayos X como resultado de una conversión parcial de la energía de electrones muy acelerados en fotones. En el tubo se produce un calentamiento del filamento que emite una nube de electrones. Dichos electrones son acelerados por la corriente que genera el voltaje aplicado en los bornes del tubo. Al impactar sobre el ánodo (normalmente de tungsteno) una parte de la energía cinética transferida (el 4%) se hace en forma de fotones de rayos X. La figura 6 muestra el esquema de un tubo de rayos X.



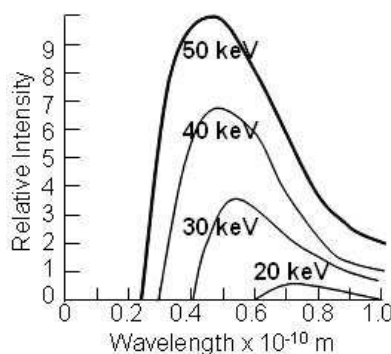


**Fig. 6: Vista esquemática de un tubo de rayos X**

Como se observa, se necesita un circuito de refrigeración ya que la mayor parte de la energía transferida por la nube de electrones al ánodo se hace en forma de calor.

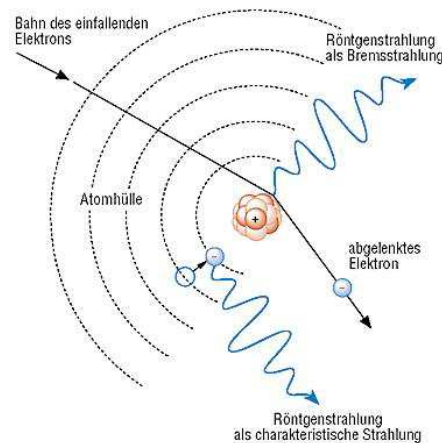
Son dos los fenómenos principales implicados en la generación de rayos X:

1. **La radiación de frenada** (del alemán *Bremsstrahlung*): se refiere a la radiación emitida cuando los electrones son frenados al ser disparados contra un objeto metálico. Las cargas aceleradas desprenden radiación electromagnética, y cuando la energía de los electrones disparados es suficientemente elevada la radiación emitida se convierte en rayos X. Dicha radiación se caracteriza por una distribución continua que se vuelve más intensa y cambia a frecuencias más elevadas cuanto mayor es la energía de los electrones. La figura 7 muestra el estudio de Ulrey en 1918 que bombardeó placas de tungsteno con electrones con 4 niveles de energía diferente.



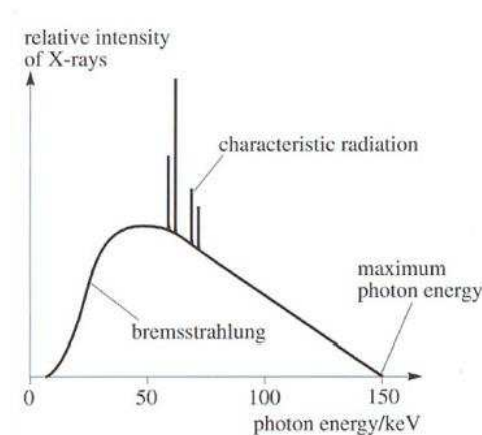
**Fig. 7: rayos X producidos al bombardear una placa de tungsteno con voltajes distintos**

2. **Radiación característica:** cuando un electrón incide sobre un elemento puede ionizarlo expulsando un electrón de una capa interna de este, supongamos la capa k. Para restaurar el número de electrones, un electrón de la capa k+1 salta a la capa k emitiéndose radiación en el salto debido a la diferencia de energía entre los niveles k y k+1. La figura 8 ilustra este fenómeno.



**Fig. 8: transferencia de electrones entre capas para recuperar el equilibrio del átomo**

Se puede influir en la intensidad de la radiación, sin cambiar la forma de su espectro, ajustando la corriente en el tubo de rayos X (figura 9).



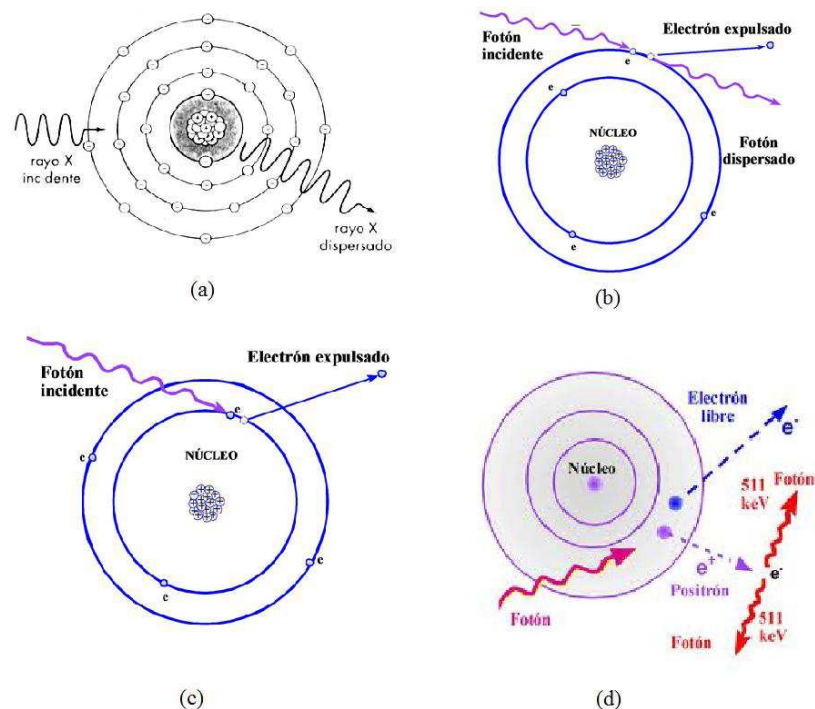
**Fig. 9: Espectro típico producido por un tubo con blanco de tungsteno**

### 1.1.2 Interacción de los rayos X con la materia

Son cinco los procesos que se pueden dar al interaccionar los rayos X con la materia.

1. **Dispersión clásica o de Rayleigh:** sin interés diagnóstico, se produce para rayos de energía menor de 10 KeV, no es ionizante y su consecuencia es la desviación del fotón del haz de rayos X que impacta con el átomo. La longitud de onda de la onda incidente y la desviada permanece constante (figura 10-a).
2. **Efecto Compton o dispersión inelástica:** se produce cuando un fotón del haz de rayos X impacta con un electrón de las capas externas del átomo, disparando el electrón. La longitud de onda del rayo dispersado es menor que la del incidente, por lo que su energía es mayor (figura 10-b).

3. **Efecto fotoeléctrico:** si al impactar el fotón con el átomo la energía del fotón  $E_1$  es mayor que la energía de arranque de un electrón de dicho átomo  $E_2$ , se producirá una emisión de un electrón con una energía cinética de valor  $E_1 - E_2$  (figura 10-c). Es ionizante.
4. **Producción de pares:** se produce para los fotones con una energía mayor que 1.022 MeV cuando se acercan al campo eléctrico de un núcleo produciendo un par electrón-positrón. El positrón rápidamente interacciona con un electrón y se descompone en dos fotones de direcciones opuestas y de energía igual a 511 KeV. Este efecto predomina a partir de 10 MeV por lo que no es representativo en imagen médica por rayos X (figura 10-d).



**Fig. 10: Fenómenos de interacción de los rayos X con la materia: a) efecto Rayleigh , b) efecto Compton, c) efecto fotoeléctrico, d) producción de pares**

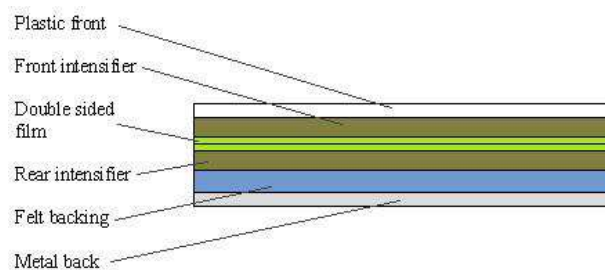
A la hora de examinar al paciente, éste se coloca entre el tubo de rayos X y la película radiográfica. Como ya hemos visto, el espectro de energía de los rayos X producido por un tubo de rayos X para diagnóstico es amplio y los fotones de baja energía que son absorbidos por el paciente no contribuyen a la creación de imagen.

Los rayos con menor energía que no son capaces de atravesar al paciente y serían absorbidos por el cuerpo de éste pueden ser filtrados insertando láminas metálicas en el flujo de la radiación antes de que alcancen al paciente. Adicionalmente, hay algunas aplicaciones médicas (como en mamografía) en las que la dosis de radiación tiene que ser menos intensa, lo cual se logra con un filtrado adicional de las componentes de mayor energía.

Adicionalmente se coloca un colimador para limitar el haz primario y evita que radiaciones inútiles aumenten la dosis absorbida por el paciente, disminuyan la calidad de la imagen por veladura y aumenten la exposición del personal técnico.

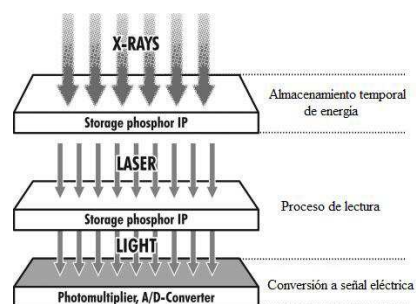
### 1.1.3 Detección de rayos X

Los primeros detectores de rayos X utilizados en medicina consistían en una película fotográfica recubierta de una emulsión de cristales de plata (figura 11). Dado que la sensibilidad de estos cristales a los fotones de luz visible es mayor que a los rayos X, se incluyeron pantallas intensificadoras que emiten luz al ser alcanzadas por los rayos X. De esta manera se reduce la cantidad de radiación suministrada al paciente.



**Fig. 11: Esquema de un corte transversal de una película fotográfica cubierta en ambos lados por una pantalla fluorescente**

Más adelante, en los años 80, aparecieron los primeros detectores digitales conocidos como CR (*Computed Radiography*) que generan la imagen digital en dos etapas. En primer lugar, los fotones de rayos X inciden sobre la pantalla excitando los electrones de una capa de cristales de fósforo de forma que se produce un almacenamiento temporal de energía. En la segunda etapa o etapa de lectura, la capa de cristales es excitada por un láser produciendo la liberación de la energía almacenada en forma de luz visible. Después, dicha luz es recogida por un array de fotodiodos que generan una señal eléctrica (analógica) que es almacenada previo proceso de digitalización. El proceso descrito lo recoge la figura 12 (Körner et al 2007).



**Fig. 12: Esquema de un detector digital CR**

La sustitución de los viejos paneles por los CR en los equipos clínicos fue inmediata ya que simplemente hubo que intercambiar la placa fotográfica por el panel de detectores en el mismo soporte y sustituir el revelado por el proceso de lectura.

Ya en los años 90 se produjo otra evolución en los sistemas de detección con la aparición de los primeros sistemas DR (*Direct Radiography*) que convierten los rayos X

detectados en señales eléctricas eliminando la necesidad de la etapa de lectura separada de los sistemas CR.

Los sistemas DR se dividen en directos e indirectos dependiendo del modo de conversión de rayos X (figura 13). En los sistemas de conversión directa los fotones de rayos X se convierten en señales eléctricas en una sola etapa mediante un material fotoconductor. En los sistemas de conversión indirecta los fotones de rayos X se convierten en fotones de luz visible, que al ser recogidos por un array de fotodiodos se transforman en una señal eléctrica. El detector *flat panel* es un tipo de DR de tamaño reducido que ofrece la mejor calidad de imagen y el mejor rendimiento en bajo contraste de todos los detectores digitales.

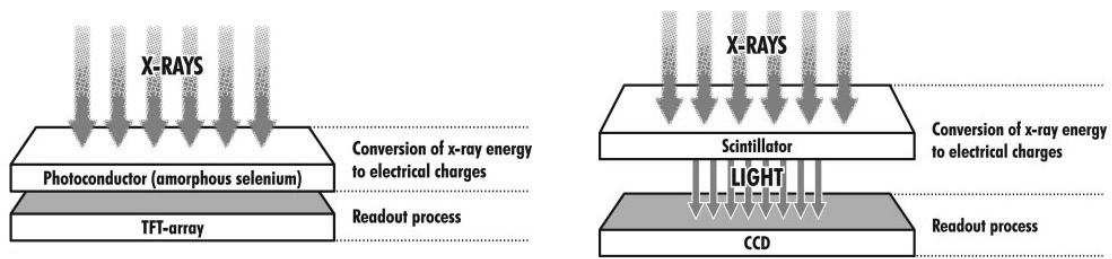


Fig. 13: Esquema de la composición de un sistema de detección digital DR de conversión directa (izquierda) e indirecta (derecha)

## 1.2 Sistemas de tomografía de rayos X

Existen distintos tipos de sistemas de tomografía:

- ♦ La estructura mostrada en la figura 14 representa un equipo de *primera generación* de CT que utiliza un solo par fuente-detector de rayos X. Este tipo de estructura proporciona una proyección del objeto escaneando linealmente a través de él, y se rota aproximadamente 1º antes de escanear la siguiente proyección, para un rango de rotaciones de 180º a 240º. La principal desventaja de esta primera generación era el elevado tiempo de escaneo (que llevaba varios minutos), además de la gran dosis de radiación que recibía el paciente. Los sistemas de *segunda generación* atenuaban estos inconvenientes al introducir un haz más estrecho y un array corto de detectores, pero el escaneo lineal continuaba siendo necesario.

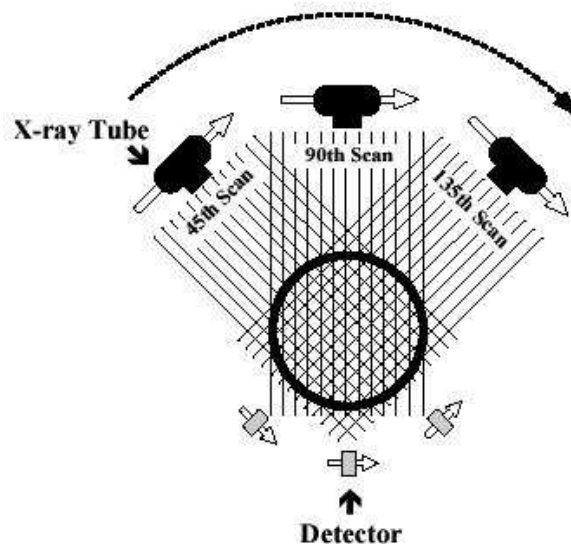


Fig. 14: Esquema de adquisición de un tomógrafo de primera generación

- ♦ La mayoría de los sistemas CT usados en la actualidad pertenecen a la *tercera generación*, en los que la característica más destacada es el uso de un haz estrecho (de 1 a 10 mm) pero de amplia apertura (de  $30^\circ$  a  $60^\circ$ ) cubriendo por completo la rodaja del objeto a analizar, tal y como podemos ver en la figura 15. El array de detectores, de estructura curvada con centro en el foco de radiación, se compone por cientos o miles de detectores y están distribuidos con un espaciado tal que todos ellos tienen el mismo ángulo respecto al foco de radiación, lo que supone una ventaja desde el punto de vista de reconstrucción de la imagen. No se necesita desplazamiento lateral, cada rodaja se escanea al mismo tiempo.

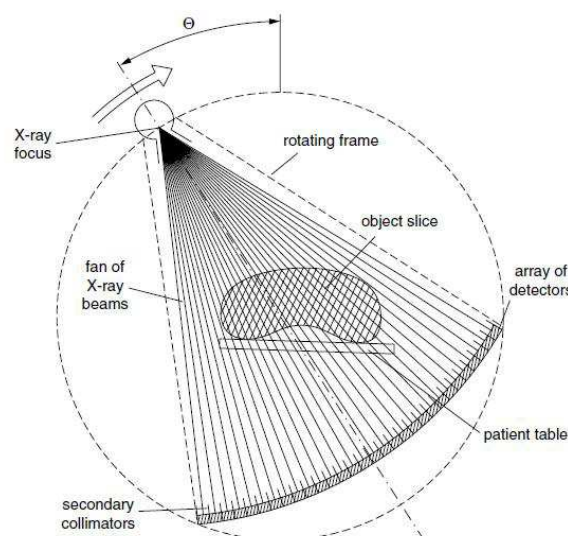
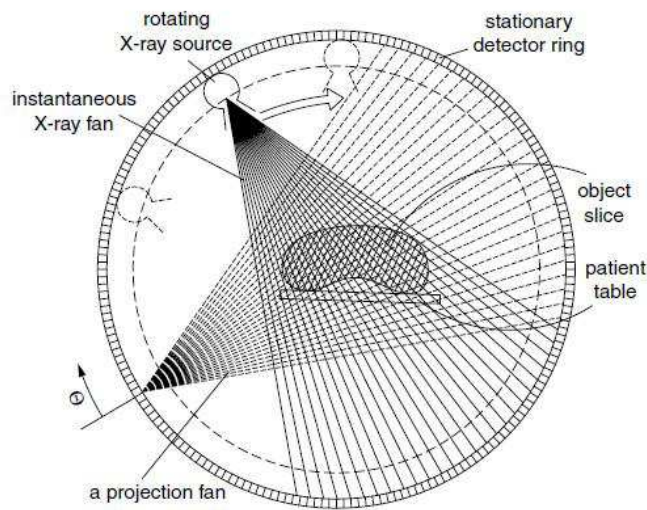


Fig. 15: Esquema escáner de tercera generación

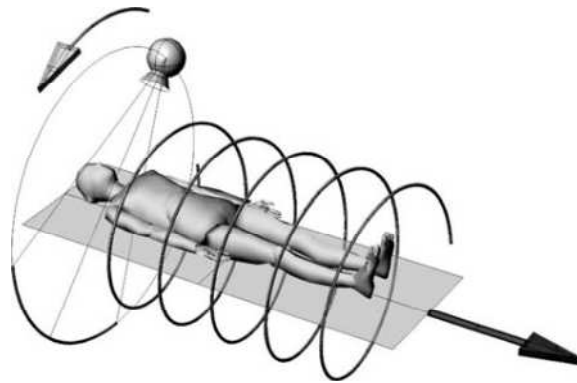
- ♦ Los sistemas de *cuarta y quinta generación* son similares a los de *tercera generación* en cuanto a la formación de la imagen se refiere. Difieren con los de la generación anterior en que el array circular de detectores se encuentra fijo, por lo que solo rota la fuente de radiación, lo que elimina la necesidad de

trasferir las señales medidas. (figura 16).



**Fig. 16: Esquema escáner cuarta y quinta generación**

- ♦ En los *escáneres helicoidales o en espiral* el objeto se mueve axialmente durante su escaneo mientras que el sistema de adquisición rota (figura 17). Esto se puede conseguir simplemente moviendo la cama del paciente longitudinalmente. El desplazamiento axial durante un giro de  $360^\circ$  es por lo general igual al ancho de rodaja. Cada vuelta completa no proporciona exactamente información de una sola rodaja: el haz de rayos no se recoge entero en el mismo plano de la rodaja, sino que debido al movimiento en espiral se va desplazando gradualmente a lo largo del eje de rotación. Este desajuste en la toma de datos se soluciona después con un post-procesado de los mismos.



**Fig. 17: Esquema de un tomógrafo helicoidal donde la flecha indica la dirección en la que se mueve la cama del paciente durante el proceso de adquisición**

- ♦ Los *sistemas multirodaja* escanean más de una rodaja por cada rotación, normalmente cuatro rodajas. Esto es posible al usar una distribución de detectores de dos dimensiones: en lugar de una sola fila, se emplean varias filas paralelas de detectores, con una separación entre ellas de entre 0.5 a 2 mm. El número de filas de detectores puede ser mayor que cuatro, y agrupando detectores vecinos es posible ajustar el ancho de rodaja según las necesidades

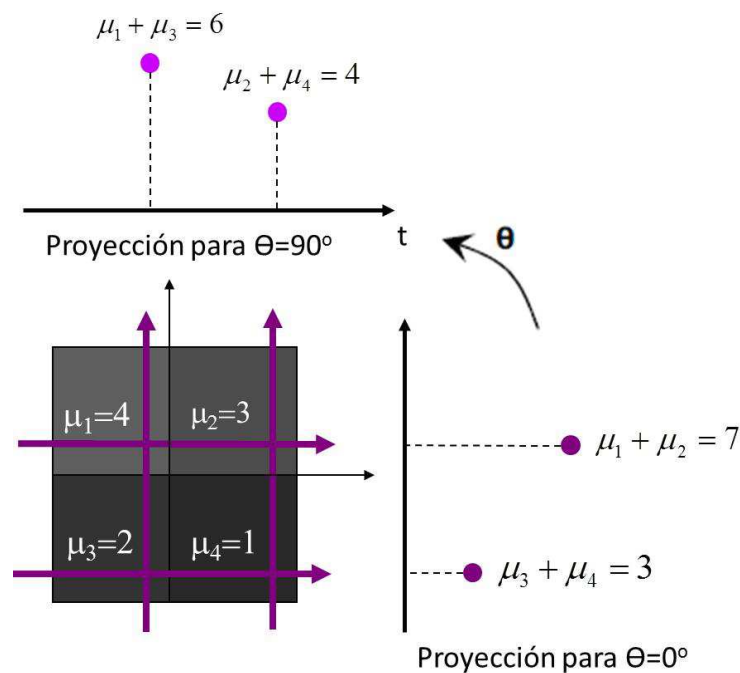


que tengamos. En este tipo de sistemas el haz de rayos X también tiene que cubrir todas las rodajas paralelas al mismo tiempo.

### 1.3 Proyección

Los datos recogidos por sistemas tomográficos se recogen en las proyecciones del objeto analizado. Una proyección en un determinado ángulo es la integral de la densidad de la imagen en la dirección especificada por el ángulo. Vamos a proponer una sencilla definición del concepto de proyección con un ejemplo.

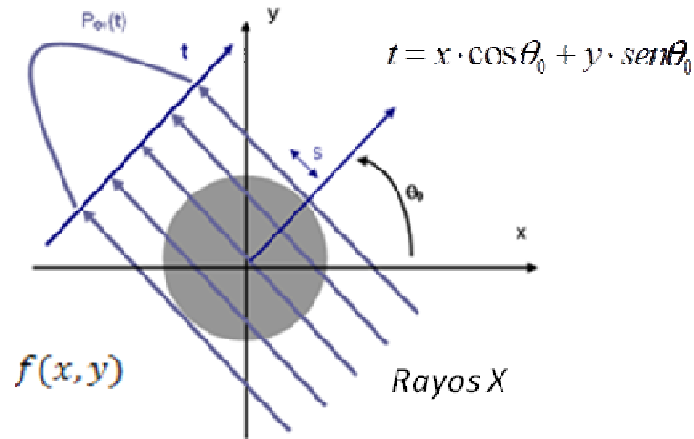
Consideremos una imagen 2D en la que encontramos zonas de distinta atenuación  $\mu$  y un escáner de geometría de rayos paralelos. La proyección para el ángulo  $\vartheta=0^\circ$  será la suma de los coeficientes de la zona de la imagen atravesada en cada punto por los rayos incidentes según la trayectoria descrita. Obtendremos una proyección distinta según variemos el ángulo  $\vartheta$ . En la figura 18 podemos observar este procedimiento.



**Fig. 18: Concepto de proyección**

La proyección más simple, conocida como proyección de rayos paralelos, es un conjunto de integrales de rayos paralelos y viene dada por  $P_\vartheta(t)$  para un ángulo  $\vartheta$  constante. Puede ser medida, por ejemplo, por una fuente de rayos X y un detector enfrentados a lo largo de líneas paralelas a ambos lados del objeto (figura 19).





**Fig. 19: Esquema de proyección de rayos paralelos**

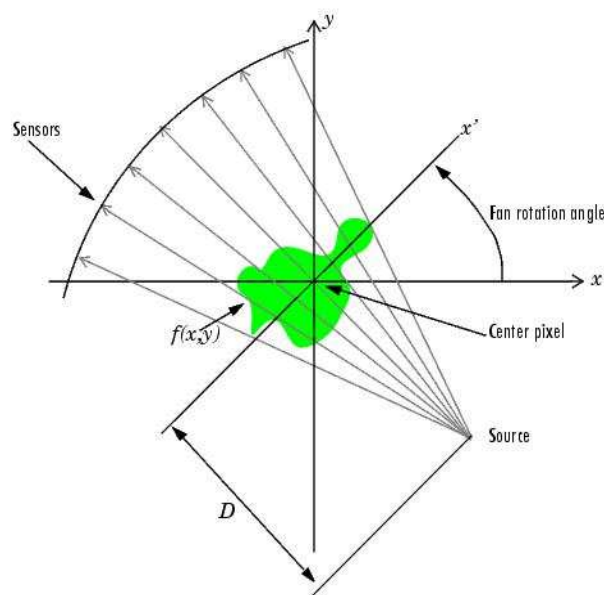
En este caso:

$$P_{\theta}(t) = \int_{(\theta,t)} f(x,y) ds = \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) \cdot \delta(x \cdot \cos\theta + y \cdot \sin\theta - t) \cdot dx \cdot dy \quad (1.2)$$

$$t = x \cdot \cos\theta + y \cdot \sin\theta \quad (1.3)$$

La función  $P_{\theta}(t)$  definida para todos los valores de  $t$  y de  $\vartheta$  se conoce como *transformada Radon* de la función  $f(x,y)$ .

Otro tipo de proyección es posible si la fuente individual se sitúa en una posición fija respecto a la línea de detectores. Este tipo de proyección se llama proyección de rayos en forma de abanico ya que las integrales de línea se calculan sobre los rayos que siguen un patrón en forma de abanico, y los rayos no inciden perpendicularmente sobre el objeto a analizar (figura 20).



**Fig. 20: Esquema de una proyección de rayo en forma de abanico**

Los datos de proyección se agrupan formando lo que se conoce como sinograma. La forma de construir un sinograma es ir apilando las proyecciones para ángulos consecutivos tal y como se muestra en la figura 21, de forma que una imagen que fuera un punto daría lugar a una senoide en el sinograma (de ahí su nombre).

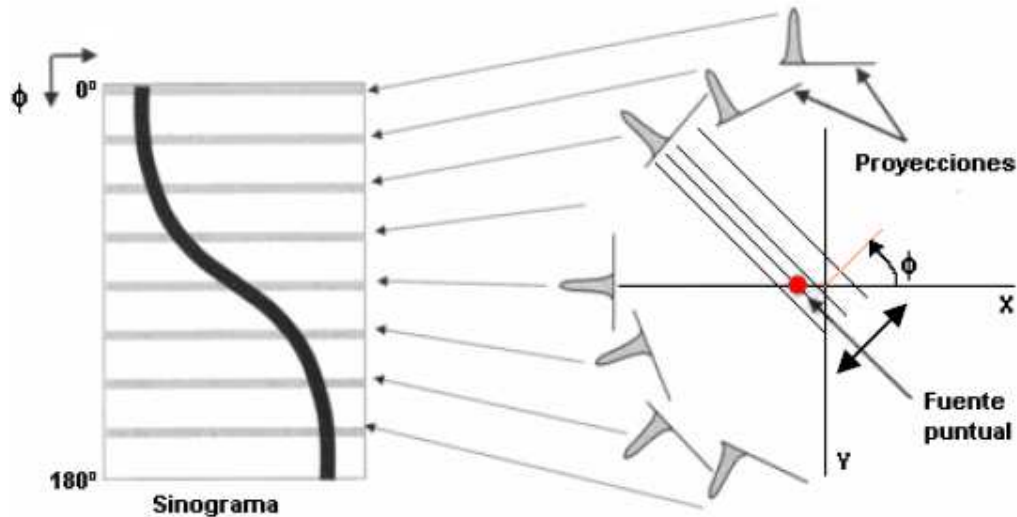


Fig. 21: Proyecciones de una fuente puntual y apilado de las mismas para construir el sinograma

## 1.4 Métodos de reconstrucción de imagen

La idea principal de la tomografía consiste en la reconstrucción de un volumen a partir de los datos recogidos en las proyecciones del mismo. Existen diferentes métodos de reconstrucción que podemos agrupar en analíticos e iterativos, atendiendo a la base matemática que utilizan para obtener la reconstrucción de las proyecciones.

### 1.4.1 Métodos de reconstrucción analíticos

Los métodos analíticos tratan de encontrar una expresión analítica que permita hacer la transformada inversa de Radon para encontrar la imagen a partir de unas proyecciones conocidas.

Estos métodos basan su resolución en la aplicación del teorema del corte central, y tiene solución exacta si se tiene la proyección para todos los valores de la variable angular. No obstante, en la práctica se dispone sólo de un número finito de proyecciones, afectadas además por diferentes degradaciones, con lo que la aplicación del teorema del corte central en la reconstrucción de este tipo de proyecciones proporciona una solución aproximada. Las degradaciones de las proyecciones son tratadas bien previamente a la reconstrucción mediante el filtrado de las proyecciones, o bien posteriormente, aplicando algoritmos de corrección sobre la imagen reconstruida. Este método de reconstrucción se denomina retroproyección filtrada

(FBP - *Filtered Back Projection* o IFBP – *Iterative Filtered Back Projection* si se utilizan algoritmos iterativos de corrección)

#### 1.4.1.1 Teorema del corte central

El teorema del corte central relaciona la transformada de Fourier unidimensional de las proyecciones con la transformada bidimensional del objeto. Sea  $f(x,y)$  una imagen y  $F(x,y)$  su transformada de Fourier, se cumplen las siguientes relaciones:

$$F(u, v) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \cdot e^{-2\pi i(ux+vy)} \cdot dx dy \quad (1.4)$$

$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(u, v) \cdot e^{2\pi i(ux+vy)} \cdot du dv \quad (1.5)$$

Y sea  $S_{\theta}(w)$  la transformada de Fourier unidimensional de la proyección en la dirección  $\theta$ :

$$S_{\theta}(w) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} P_{\theta}(t) \cdot e^{-j2\pi wt} \cdot dt = F(w, \theta) \quad (1.6)$$

A partir de estas relaciones, se puede formular el teorema del corte central:

“La transformada de Fourier de una proyección paralela de una distribución  $f(x,y)$  según un ángulo  $\theta$  es igual a los valores de la transformada de Fourier 2D de la distribución en la recta que pasa por el origen formando el mismo ángulo  $\theta$  con el eje  $u$ ”

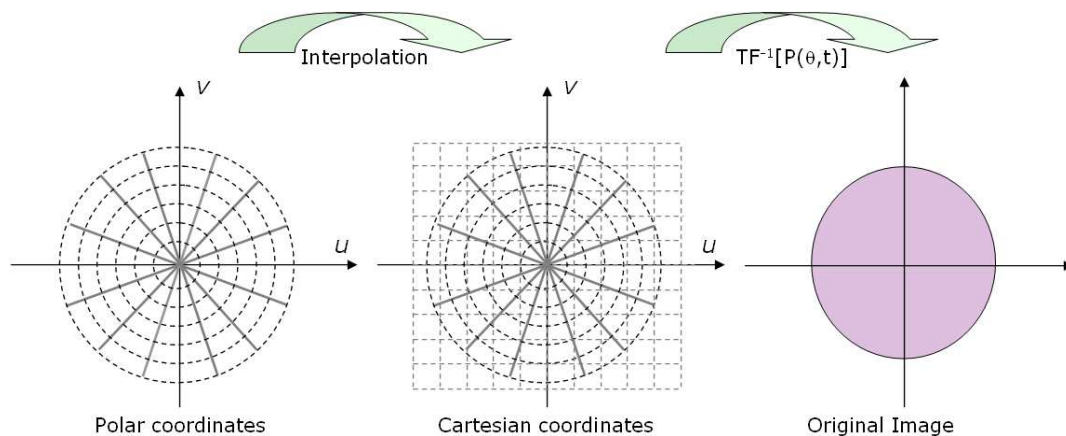
Partiendo de los resultados de este teorema se han propuesto dos tipos de aproximaciones para invertir la transformada de Radon y así obtener  $f(x,y)$ : los basados en la transformada inversa de Fourier y los basados en la retroproyección filtrada.

#### 1.4.1.2 Método directo de Fourier

Este método se basa en la relación que se obtiene del teorema del corte central entre las transformadas de las proyecciones y las transformadas de los datos que dan lugar a las proyecciones, para determinar los valores de la reconstrucción de la imagen original. De esta manera, es posible recuperar la imagen del objeto original a través de la transformada inversa de Fourier tal y como muestra la siguiente expresión:

$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(u, v) \cdot e^{j2\pi(ux+vy)} \cdot du dv \quad (1.7)$$

En la práctica se dispone de un conjunto finito de proyecciones y la transformada de Radon rellena con muestreo polar la transformada de Fourier 2D del objeto. Para usar la FFT (*Fast Fourier Transform*), es necesario incluir un proceso de interpolación que permita un muestreo cartesiano, tal como muestra la figura 22. Este paso es un punto conflictivo ya que el número de muestras disponibles es menor cuanto más nos alejamos del centro de coordenadas, con lo que el error de interpolación es mayor y aparece un mayor número de artefactos en la imagen.

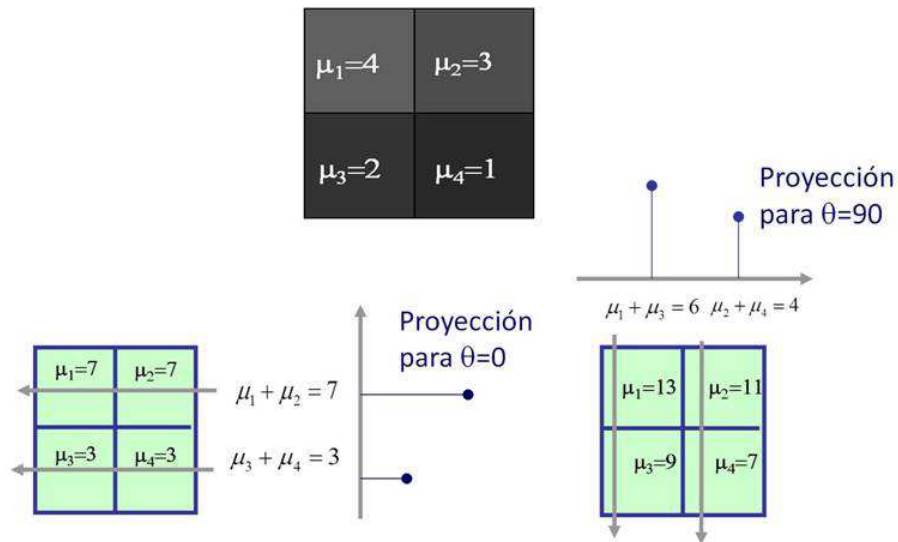


**Fig. 22: Método directo de reconstrucción aplicando la transformada inversa de Fourier (Abella et al 2010)**

### 1.4.1.3 Retroproyección filtrada

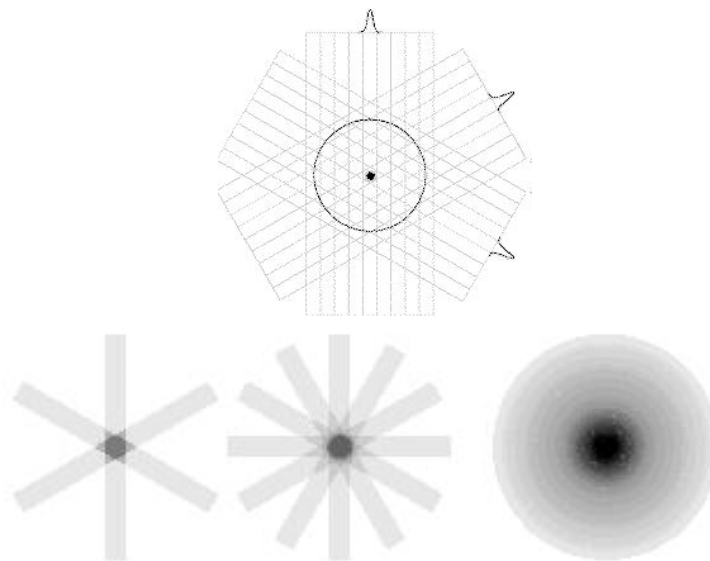
Al igual que el método directo de Fourier, la retroproyección filtrada o FBP (*Filtered Back Projection*) se basa en el teorema del corte central y consta de dos etapas: retroproyección y filtrado.

Al igual que hicimos al explicar el concepto de proyección, vamos a ilustrar el concepto de retroproyección filtrada mediante un sencillo ejemplo (figura 23). Si consideramos la imagen 2D de la figura 18 y las proyecciones obtenidas de la misma para los ángulos  $\theta=0^\circ$  y  $\theta=90^\circ$ , podemos recuperar la imagen original a partir de sus proyecciones mediante el proceso de retroproyección, es decir, replicando los valores recogidos en cada una de las proyecciones en una imagen vacía en el ángulo correspondiente. La imagen final retroproyectada contendrá los valores retroproyectados de cada una de las proyecciones disponibles.



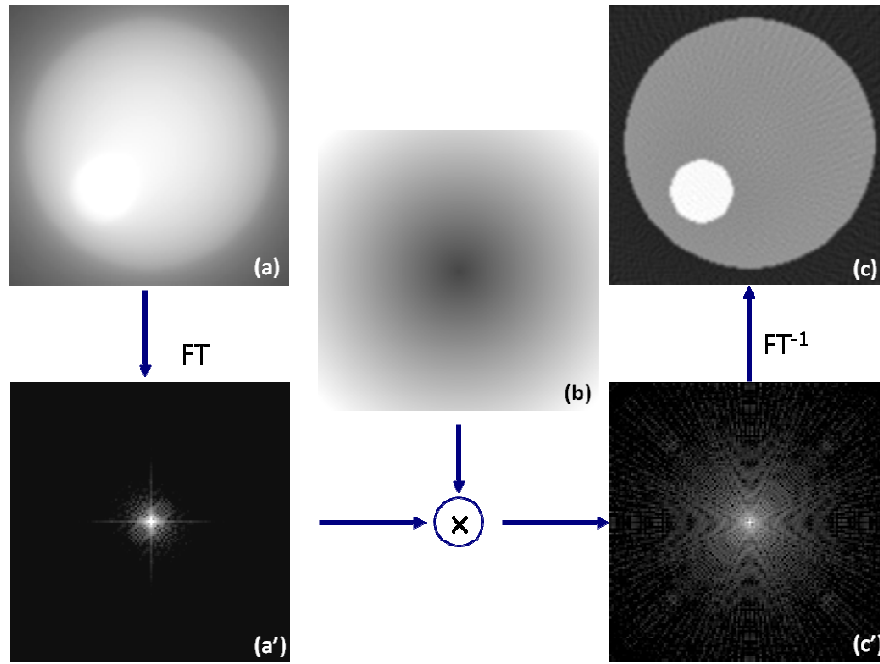
**Fig. 23: Ejemplo del proceso de retroproyección para obtener la imagen original a partir de las proyecciones de la misma**

Al trabajar con imágenes con un mayor número de píxeles que la mostrada en el ejemplo de la figura 23, se necesitarán más proyecciones para obtener una reconstrucción lo más parecida posible a la imagen original. En la figura 24 se puede observar cómo se incrementa la resolución de la imagen reconstruida al incrementar el número de proyecciones usadas.



**Fig. 24: imagen original (arriba). En las imágenes de abajo tenemos las imágenes resultantes al retroproyectar 3 (izquierda), 6 (centro) y 360 (derecha) ángulos**

Como se puede observar, la imagen que se obtiene mediante el proceso de retroproyección no presenta una buena definición de detalles, por lo que se hace necesaria una etapa de filtrado para recuperar por completo la imagen. En la figura 25 se observa el efecto de esa etapa de filtrado adicional en el que se atenúan las componentes de baja frecuencia.



**Fig. 25: a) Imagen obtenida por retroproyección; a') TF de la imagen a la que hay que multiplicar por un filtro (b) que atenúe las bajas frecuencias para obtener la imagen filtrada con los bordes bien marcados (c)**

#### 1.4.1.3.1 Definición de FBP

Si recordamos la fórmula de la transformada inversa de Fourier, la función de la imagen  $f(x,y)$  puede ser expresada en función de su transformada  $F(u,v)$  como:

$$f(x,y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(u,v) \cdot e^{j2\pi(ux+vy)} \cdot dudv \quad (1.8)$$

Si ahora hacemos un cambio del sistema de coordenadas en el dominio de la frecuencia pasando de coordenadas cartesianas  $(u,v)$  a coordenadas polares  $(w,\vartheta)$  haciendo uso de las siguientes ecuaciones:

$$u = w \cdot \cos\theta \quad (1.9)$$

$$v = w \cdot \sin\theta \quad (1.10)$$

$$du \cdot dv = w \cdot dw \cdot d\theta \quad (1.11)$$

Podemos escribir la ecuación (1.8) como:

$$f(x,y) = \int_0^{2\pi} \int_0^{\infty} F(w,\theta) \cdot e^{j2\pi w(x\cos\theta+y\sin\theta)} \cdot wdw d\theta \quad (1.12)$$

Que puede dividirse en dos considerando los intervalos de  $\vartheta$  de  $0^\circ$  a  $180^\circ$  y de  $180^\circ$  a  $360^\circ$ :

$$f(x, y) = \int_0^\pi \int_0^\infty F(w, \theta) \cdot e^{j2\pi w(x\cos\theta + y\sin\theta)} \cdot w dw d\theta$$

$$+ \int_\pi^{2\pi} \int_0^\infty F(w, \theta) \cdot e^{j2\pi w(x\cos\theta + y\sin\theta)} \cdot w dw d\theta$$
(1.13)

Y haciendo uso de la propiedad:

$$F(w, \theta + 180^\circ) = F(-w, \theta)$$
(1.14)

Se puede reescribir la ecuación de análisis de la siguiente forma:

$$f(x, y) = \int_0^\pi \left[ \int_{-\infty}^\infty F(w, \theta) \cdot |w| \cdot e^{j2\pi w t} \cdot dw \right] \cdot d\theta$$
(1.15)

$$t = x \cdot \cos\theta + y \cdot \sin\theta$$
(1.16)

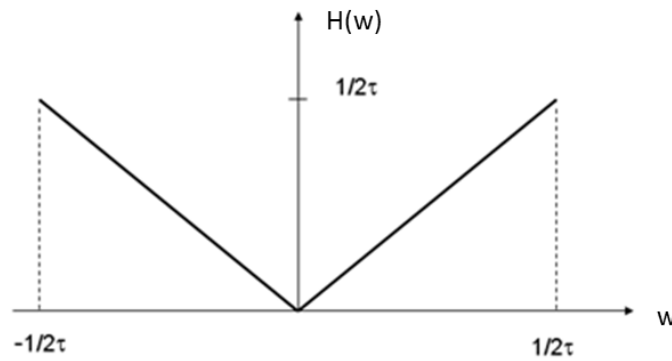
Si sustituimos la transformada de Fourier de la proyección en el ángulo  $\vartheta$ ,  $S_\vartheta(w)$ , por la transformada de Fourier bidimensional  $F(w, \vartheta)$ :

$$f(x, y) = \int_0^\pi \left[ \int_{-\infty}^\infty S_\vartheta(w) \cdot |w| \cdot e^{j2\pi w t} \cdot dw \right] \cdot d\theta$$
(1.17)

Que podemos reescribir una vez más para dejarla en una forma más simplificada:

$$Q_\theta(t) = \int_{-\infty}^\infty S_\theta(w) \cdot |w| \cdot e^{j2\pi w t} \cdot dw$$
(1.18)

Esta ecuación que hemos obtenido representa una operación de filtrado (convolución), donde la respuesta en frecuencia del filtro es  $H(w) = |w|$  (Filtro de rampa mostrado en la figura 26). El resultado de esta convolución se conoce por ello como proyección filtrada. La suma de las diferentes proyecciones filtradas (una por cada  $\vartheta$ ) permiten estimar así la imagen  $f(x, y)$  (Kontaxakis et al 2002).



**Fig. 26: Filtro rampa empleado al calcular la FBP**

#### 1.4.1.4 Reconstrucción FDK

FDK es un algoritmo de reconstrucción para escáneres de geometría *cone-beam* con una trayectoria circular del conjunto fuente-detectores, basado en el algoritmo propuesto por Feldkamp, David y Kreis en 1984.

Este método se basa en el algoritmo de aproximación de las retroproyecciones filtradas 2D (FBP) para el caso en el que se adquieren datos 3D. Para obtener la fórmula analítica se introduce una tercera coordenada (coordenada axial) en la ecuación del FBP, por lo que todos los rayos contribuyentes pueden expresarse como:

$$f(u, v, z) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \frac{SO}{(SO-v)^2} \int_{-\infty}^{\infty} R_{\beta}(s, z) \cdot h\left(\frac{SO}{SO-v} - s\right) \cdot \frac{SO}{\sqrt{SO^2 + z^2 + u^2}} ds d\beta \quad (1.19)$$

donde  $SO$  es la distancia de la fuente al detector,  $z$  es la coordenada axial,  $s$  es la coordenada radial en el detector, y  $u, v$  son coordenadas cartesianas en el volumen reconstruido (figura 27). La fórmula anterior representa la convolución de las proyecciones  $R_{\beta}$  con la versión del espacio del filtro rampa descrito en el apartado anterior (Abella et al 2012).

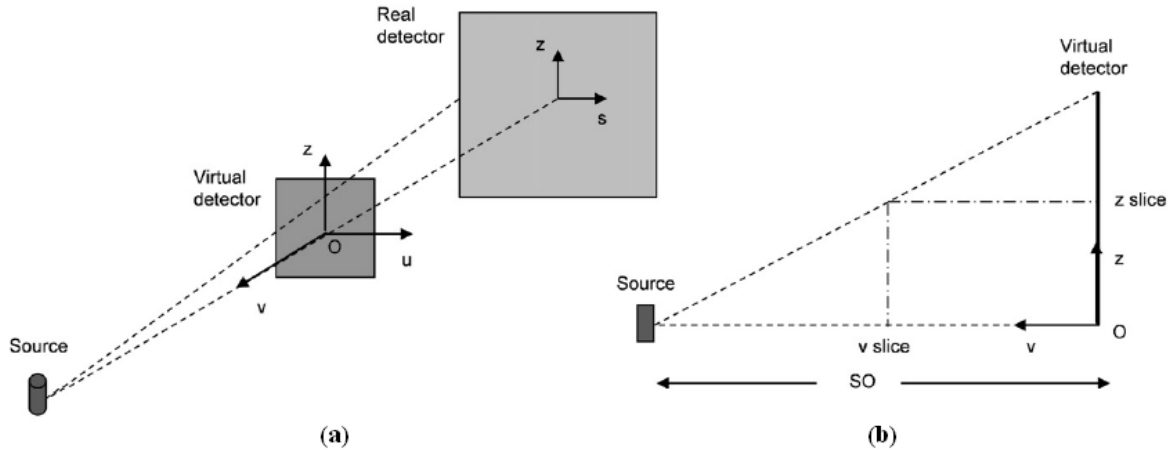


Fig. 27: a) Perspectiva de la geometría cone-beam; b) vista lateral (plano  $v$ - $z$ ) de la fuente al detector virtual. Para la reconstrucción se hará coincidir el sistema de coordenadas del detector real con el del detector virtual

#### 1.4.2 Métodos de reconstrucción iterativos

En estos métodos se interpretan las proyecciones que recoge el algoritmo de reconstrucción como los coeficientes de un sistema de ecuaciones lineales. Supongamos que el sistema de ecuaciones resultante es el siguiente:



$$\begin{cases} w_{11}f_1 + w_{12}f_2 + w_{13}f_3 + \dots + w_{1n}f_n = p_1 \\ w_{21}f_1 + w_{22}f_2 + w_{23}f_3 + \dots + w_{2n}f_n = p_2 \\ \dots \\ w_{m1}f_1 + w_{m2}f_2 + w_{m3}f_3 + \dots + w_{mn}f_n = p_m \end{cases} \quad (1.20)$$

Donde  $f_j$  es el valor de gris del píxel volumétrico (vóxel) del volumen a reconstruir,  $p_i$  el valor medido en el detector para el rayo  $i$ , y  $w_{ij}$  los pesos que definen la influencia del vóxel  $j$  en el rayo  $i$ . Si expresamos el problema en forma matricial:

$$W \cdot F = P \quad (1.21)$$

Donde la matriz  $W$  tiene un tamaño muy elevado (del orden de  $10^5$  TB), por lo que la resolución del sistema se basará en aproximaciones sucesivas hasta llegar a un valor razonablemente aproximado de la distribución que originó los datos recogidos.

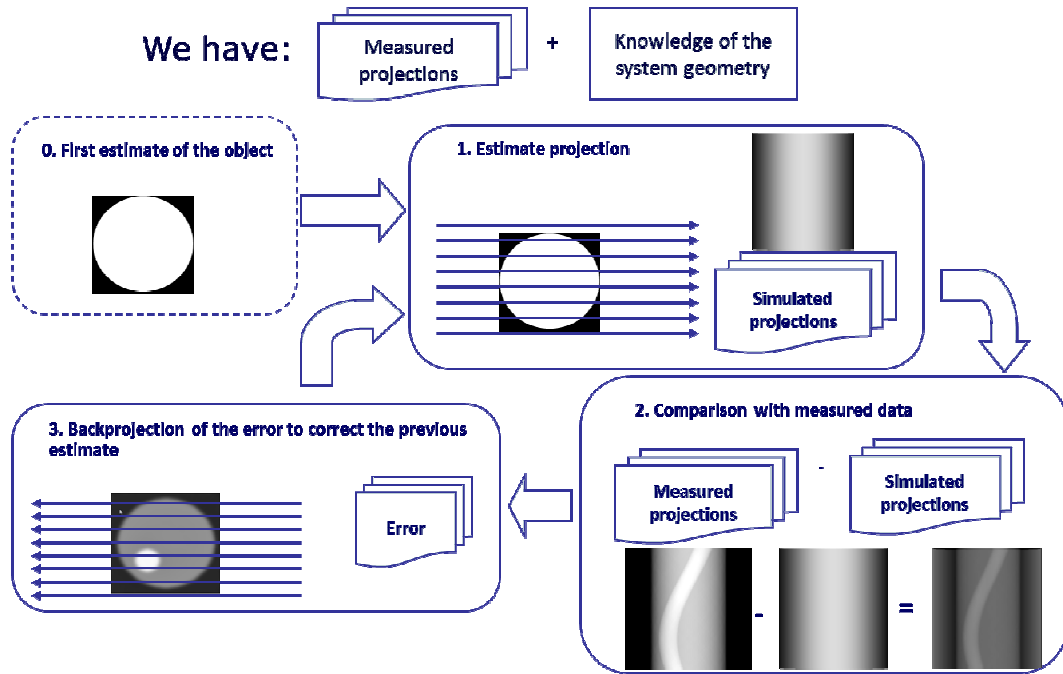


Fig. 28: Esquema de funcionamiento de un método de reconstrucción iterativo (Abella 2010)

Los resultados obtenidos con este tipo de métodos son superiores en cuanto a reducción de artefactos y mejora de la relación señal a ruido, pero conllevan la desventaja de que tienen un ritmo lento de convergencia a una imagen aceptable y un alto coste computacional (Kyriakou et al 2009). Esto fue en su día un impedimento para su aplicación práctica en aplicaciones clínicas, pero hoy ha dejado de serlo gracias al uso de procesadores en paralelo y arquitecturas dedicadas de bajo coste.

## 1.5 Artefactos en CT

Cuando hablamos de tomografía computarizada (CT), empleamos el término artefacto para referirnos a cualquier discrepancia sistemática que existe entre la imagen

reconstruida y el coeficiente de atenuación real del objeto analizado. Las imágenes de CT son sustancialmente más propensas a los artefactos que las radiografías convencionales ya que la imagen es reconstruida a partir del orden de un millón de medidas independientes. Durante la reconstrucción se asume que todas esas medidas son consistentes, de forma que cualquier error de medida se verá reflejado como un error en la imagen reconstruida (Barret et al 2004).

Podemos clasificar los artefactos que podemos encontrar en la imagen reconstruida de TAC según su procedencia en cuatro categorías (Barret et al 2004): (a) originados por fenómenos físicos que resultan de procesos implicados en la adquisición de la imagen; (b) originados por el paciente, como por ejemplo los derivados del movimiento del paciente o de la presencia de materiales metálicos como implantes o empastes dentales; (c) originados por imperfecciones en el escáner, como los debidos a desalineamientos del detector; y (d) originados por el proceso de reconstrucción.

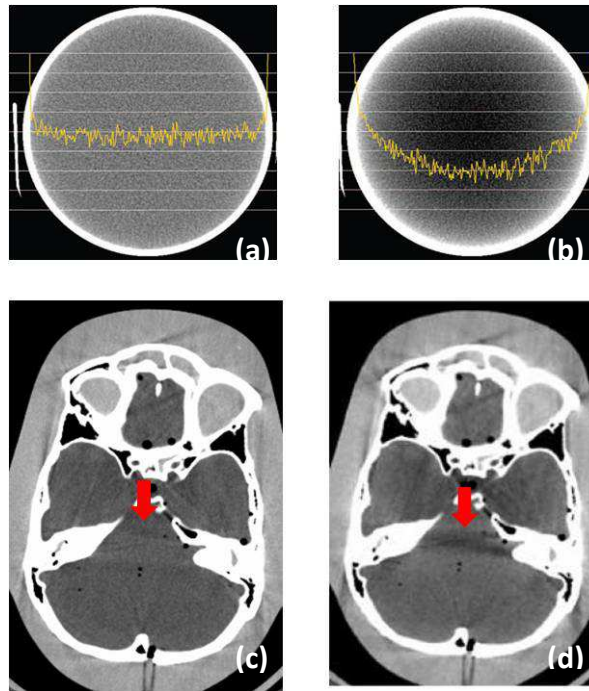
### **1.5.1 Artefactos de origen físico**

#### **1.5.1.1 Endurecimiento de haz o beam hardening**

En cada punto de las proyecciones que se emplean para reconstruir la imagen, el valor que se maneja es idealmente función lineal del grosor de los materiales atravesados en su trayectoria. Pero en la práctica, la atenuación no sólo depende del tipo de material que atraviesa el rayo, sino que también de la energía del mismo, siendo mayor a energías más bajas.

Como las fuentes usadas son policromáticas, los rayos de energías más bajas sufren una mayor atenuación lo que origina que la energía media del rayo al llegar al detector sea mayor que la energía en su origen, efecto denominado *endurecimiento de haz* o *beam hardening*. Una consecuencia inmediata es la no linealidad de la atenuación medida, por lo que el valor medido en la proyección resulta dependiente del espectro de la energía de la fuente.

Esta no linealidad tiene dos efectos principales en las imágenes reconstruidas: se manifiesta como franjas oscuras entre zonas de gran densidad, como huesos o implantes metálicos; y como un oscurecimiento del centro de los objetos. Este oscurecimiento que le da un aspecto cóncavo al perfil de un objeto homogéneo, es el llamado *cupping* (figura 29).



**Fig. 29:** a) Corte axial de la imagen CT de un cilindro homogéneo sin endurecimiento de haz donde la línea amarilla representa el perfil central; b) mismo corte no homogéneo debido al endurecimiento de haz donde se puede observar el *cupping* en el perfil central representado por la línea amarilla; c) corte axial de la imagen de un cerebro humano sin endurecimiento de haz; d) mismo corte en donde la flecha roja indica la zona oscurecida debido al endurecimiento de haz

### 1.5.1.2 Photon starvation

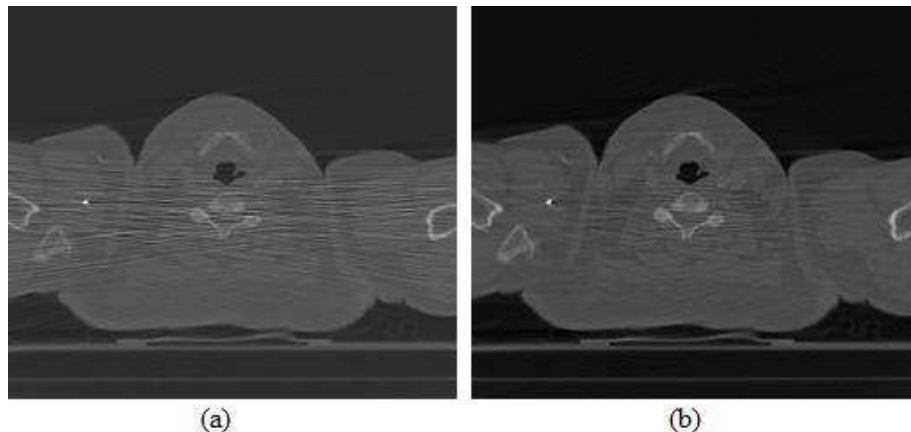
La inanición de fotones o *photon starvation* puede dar lugar a la aparición de rayas en zonas de mayor atenuación como puede ser el hombro, cadera o corazón donde el volumen de tejido del paciente es mayor (figura 30). Puede ser particularmente elevado en pacientes con mayor masa corporal.

Cuando el haz de rayos X atraviesa horizontalmente el tejido la atenuación es mayor y llega un menor número de fotones al detector. Como resultado obtendremos unas proyecciones muy ruidosas para dichas posiciones del escáner. Cuando las proyecciones son reconstruidas, el ruido se magnifica y aparecen unas líneas horizontales en la imagen reconstruida.



**Fig. 30: Líneas horizontales producidas por photon starvation sobre la imagen CT de un hombro**

Si aumentamos la intensidad de la corriente del tubo durante el escaneo del paciente, se salvaguarda este problema, pero a cambio el paciente estará recibiendo una cantidad adicional de dosis que es innecesaria para el análisis del resto del cuerpo. Para ello algunos escáneres modulan la corriente permitiendo aumentar el flujo de fotones cuando la zona a escanear es más ancha, pero sin modificar el flujo que atraviesa las zonas de menor envergadura. También se pueden aplicar filtros adaptativos a las proyecciones para evitar este efecto (figura 31). En este caso, las zonas de la matriz de proyecciones con mayores valores son suavizadas produciendo una reducción del ruido. Una extensión de este tipo de filtrado es usar un filtrado adaptativo multidimensional donde se siguen una serie de pasos para reducir el ruido en determinadas proyecciones. El éxito de este método reside en la correcta selección de los parámetros de filtrado y la detección de las zonas en donde deben ser aplicados. La figura 30 muestra el resultado de aplicar un filtrado adaptativo optimizado experimentalmente y la imagen original (Barret et al 2004).

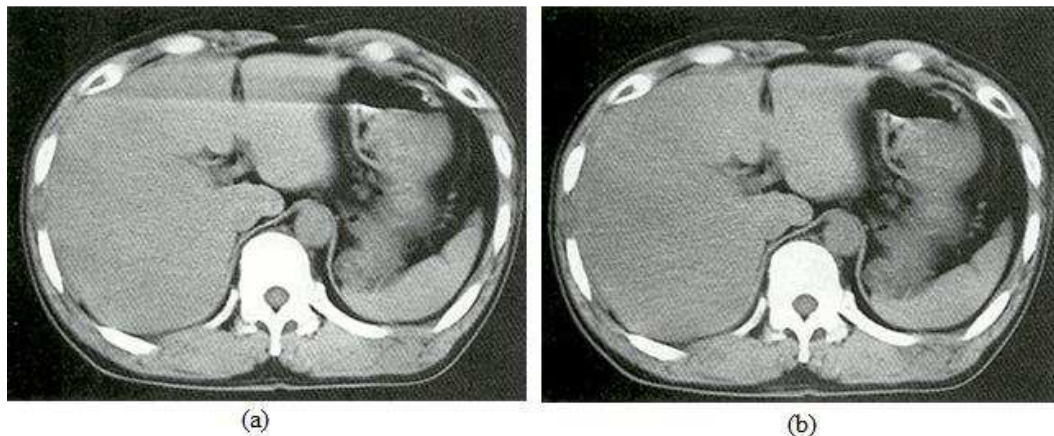


**Fig. 31: a) Imagen original; b) Resultado de la corrección de photon starvation aplicando un filtrado adaptativo óptimo**

## 1.5.2 Artefactos derivados del paciente

### 1.5.2.1 Movimientos del paciente

Durante el escaneo del paciente, puede suceder que éste realice algún movimiento lo que da lugar a la aparición artefactos en la imagen, que suelen manifestarse como rayas o zonas emborronadas (figura 32). El movimiento puede ser voluntario como el producido en el pecho durante el proceso de respiración, o involuntario, como el movimiento del corazón, pero en cualquier caso provoca la aparición de artefactos en la imagen. Estos artefactos son especialmente comunes durante el escaneo de pacientes más propensos a moverse durante la realización de la prueba, como es el caso de pacientes gravemente heridos y de niños.



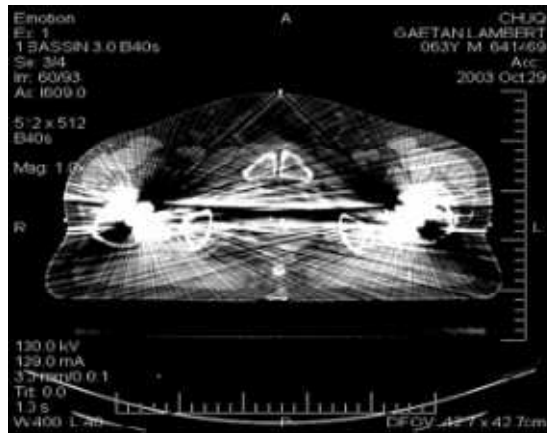
**Fig. 32:** Ejemplo de artefacto por movimiento del paciente; a) imagen original; b) imagen corregida

El efecto que los movimientos del paciente puedan causar sobre la imagen reconstruida varía según el tipo de prueba que se realice. Por ejemplo, en escáneres CT de espiral, la prueba es suficientemente corta como para permitir al paciente aguantar la respiración, lo que reduce la posibilidad de artefactos producidos por la respiración.

Además, se pueden aplicar ciertas técnicas para reducir el efecto que los movimientos que el paciente pueda realizar. A pesar de ello, el movimiento cardíaco sigue siendo un problema. Algunos escáneres CT vienen equipados con técnicas que permiten una sincronización entre el proceso de adquisición y el ritmo cardíaco (Yazdi et al 2008).

### 1.5.2.2 Artefactos metálicos

Un problema muy común en imágenes obtenidas de CT es la aparición de rayas producidas por la presencia de objetos de alta atenuación dentro del campo de visión del escáner. Implantes metálicos como pueden ser prótesis de cadera, clavos quirúrgicos o implantes dentales causan este tipo de artefacto (figura 33).



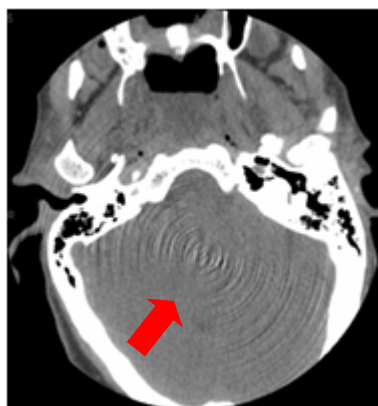
**Fig. 33: Paciente con dos prótesis de cadera que producen artefactos degradando la calidad de la imagen**

Aunque los nuevos escáneres de CT vienen equipados con técnicas de corrección para órganos internos, los objetos de alta atenuación aún están excluidos, de forma que cualquier objeto metálico degrada notablemente la calidad de la imagen. Estos artefactos pueden ser reducidos aplicando métodos de post-procesado, pero no son capaces de recuperar los detalles que rodean al objeto metálico (Yazdi et al 2008).

### 1.5.3 Artefactos derivados del escáner

#### 1.5.3.1 Artefactos de anillo

En tomógrafos que utilizan detectores de tipo *flat-panel* y que describen trayectorias circulares aparecen artefactos de anillo en las imágenes reconstruidas, que dificultan el análisis cuantitativo de las imágenes como se observa en el ejemplo de la figura 34. Estos artefactos se deben a diferencias de ganancia en los píxeles del detector (Abella et al 2011).

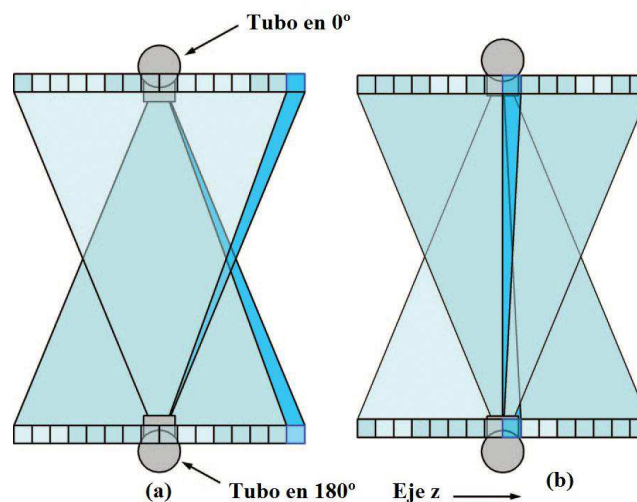


**Fig. 34: Corte axial de imagen TAC de cerebro donde la flecha roja señala el artefacto de anillo**

Este artefacto se puede corregir mediante la calibración de todos los detectores, mediante algoritmos de corrección en las proyecciones, o por post-procesado tras la reconstrucción.

### 1.5.3.2 Efecto *cone-beam*

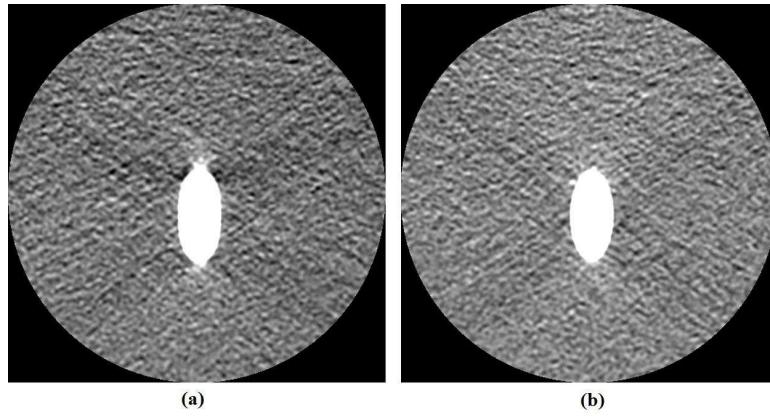
Según aumenta el tamaño de sección adquirida en cada rotación (es decir, según aumenta el tamaño de la rodaja), se requiere una colimación más ancha y el haz de rayos X va cambiando su forma plana por una cónica. La figura 35 muestra un esquema exagerado de este efecto.



**Fig. 35:** a) Datos recogidos por los detectores más alejados del centro; b) los datos recogidos por los detectores centrales se verán menos afectados por el efecto *cone-beam*

Según el tubo y los detectores van rotando alrededor del paciente (en el plano perpendicular del diagrama), los datos recogidos por cada detector se corresponderán con el volumen recogido entre dos conos en lugar del panel plano ideal, de forma que cuanto mayor sea la apertura del haz, más acusado será el artefacto introducido en la imagen reconstruida. Los artefactos serán más acusados para los detectores más exteriores que para los más cercanos al centro. La figura 36 muestra el efecto *cone-beam* en una imagen CT de una barra de teflón reconstruida a partir de datos adquiridos por los detectores más alejados del centro y los más centrales.





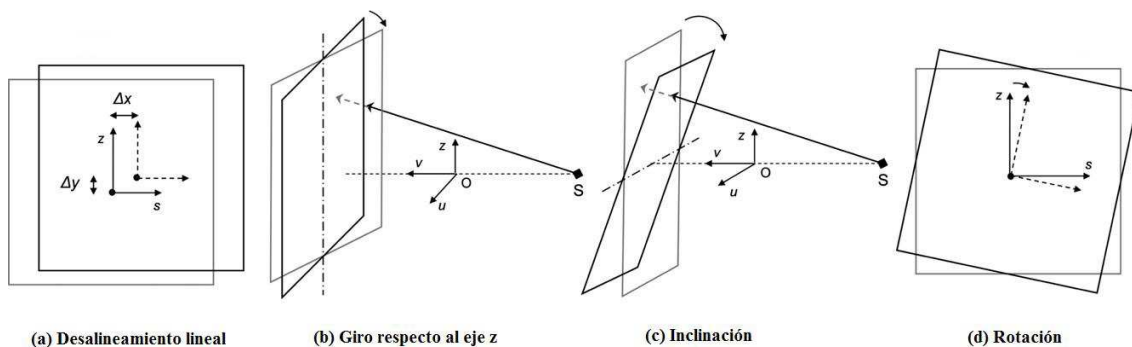
**Fig. 36:** a) imagen reconstruida a partir de detectores exteriores, b) misma imagen recostruida a partir de detectores interiores

### 1.5.3.3 Artefactos de origen mecánico

Este tipo de artefactos tienen su origen en desajustes de la maquinaria utilizada, ya sea en el panel de detectores o en el soporte del objeto a analizar. Es posible reproducirlos y simularlos, y una vez han sido observados, se pueden corregir mediante software.

Con frecuencia las correcciones de estos desalineamientos se consiguen mediante variaciones del propio algoritmo para simularlos, aunque en ocasiones es inevitable la pérdida de información en alguna medida.

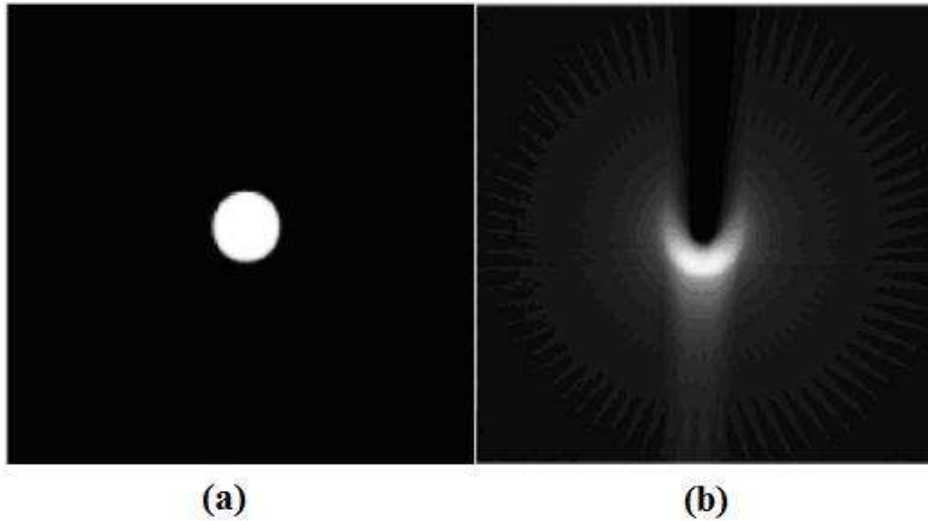
Los desalineamientos más comunes para adquisiciones de una sola cama son, como se muestra en la figura 36: a) pequeños desplazamientos laterales según el eje horizontal y el vertical del detector; b) giro del detector según el eje z; c) inclinación del detector respecto a la fuente; y d) rotación del panel detector respecto a su eje.



**Fig. 37:** Desalineamientos del detector (Abella et al 2012)

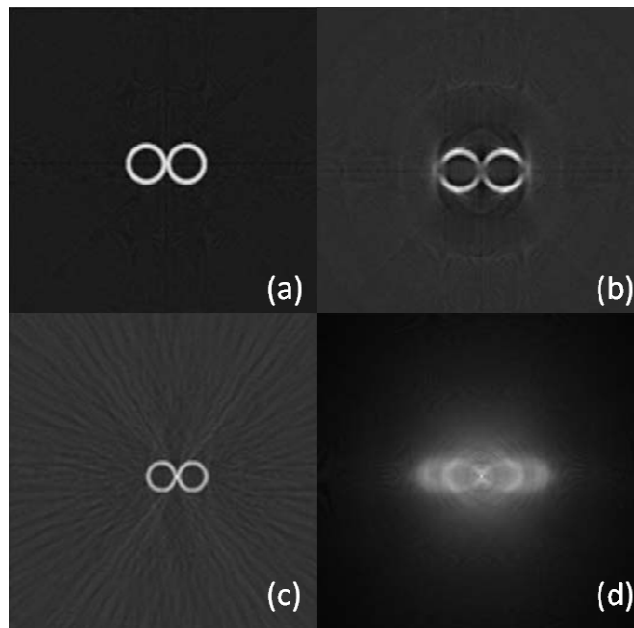
Cada uno de los desalineamientos anteriores producirá un tipo distinto de artefacto. En la figura 38 se muestra una imagen TAC a partir de los datos obtenidos de un detector que se encuentra desplazado horizontalmente.





**Fig. 38: (a) Reconstrucción sin desalineamiento geométrico, (b) reconstrucción con desplazamiento horizontal del detector**

En la figura 39 se muestran el resto de artefactos debidos al resto de desalineamientos estudiados.



**Fig. 39: a) Imagen reconstruida sin desalineamientos, b) imagen resonstruida con una inclinación de  $\pi/10^\circ$  del detector alrededor de su eje central paralelo a las filas, c) cuando el detector se encuentra girado  $\pi/4^\circ$  alrededor de su eje central vertical, d) cuando el detector rota  $\pi/7^\circ$  en su mismo plano**

## 1.5.4 Artefactos en la reconstrucción

### 1.5.4.1 Número de proyecciones y número de muestras

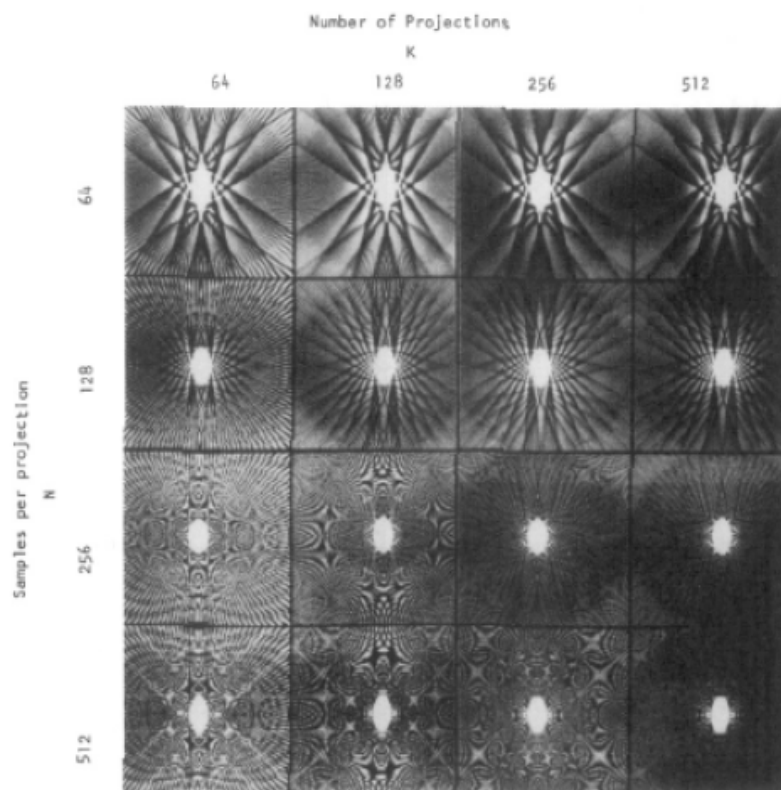
En la adquisición, los factores importantes que influyen en la reconstrucción son dos: el número de muestras por cada proyección y el número de proyecciones.

Un número pequeño de cualquiera de esas dos variables producirá la formación de artefactos en la imagen reconstruida: fenómeno de *Gibs*, bandas y líneas y efecto *Moiré*.

Un número elevado de proyecciones (K) y un número bajo de muestras por proyección (N) da lugar a artefactos en forma de bandas debido al solapamiento o *aliasing*. Esto se produce cuando se muestrea por debajo de la frecuencia marcada por el teorema de *Nyquist*, que dice que la frecuencia de muestreo tiene que ser superior al doble del ancho de banda de la señal muestreada.

Del mismo modo, un número demasiado bajo de proyecciones dará lugar a artefactos, debido a la escasez de datos adquiridos.

En la figura 40 podemos observar los artefactos debido a una mala selección de esos dos parámetros.



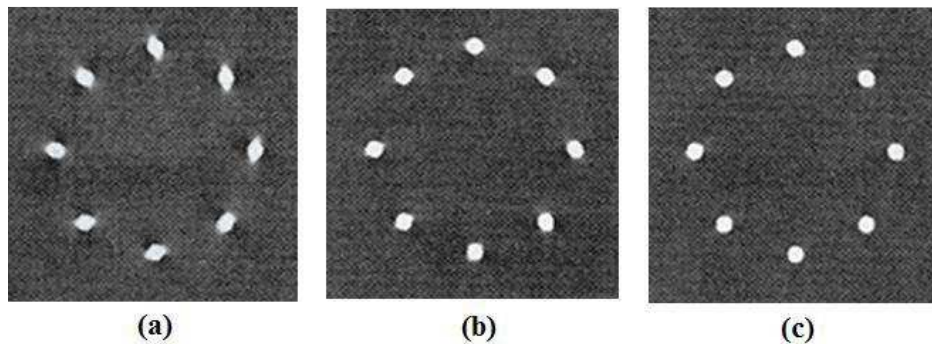
**Fig. 40:** Diferentes reconstrucciones de una elipse variando el número de proyecciones K y el número de muestras por proyección N.

En el caso de rayos paralelos el número de proyecciones debe ser algo mayor que el número de muestras o número de rayos en cada proyección, y su relación viene determinada por la ecuación 1.23:

$$\frac{K}{N} \cong \frac{\pi}{2} \quad (1.23)$$

#### 1.5.4.2 Artefactos en la reconstrucción en escáneres en espiral

En general, se producen los mismos tipos de artefacto en escáneres convencionales y de espiral. Pero en los de espiral, al necesitar un proceso de interpolación para recuperar las proyecciones de las rodajas, se pueden producir artefactos adicionales. El aspecto y pronunciación de dichos artefactos dependen del paso del escáner y del algoritmo de interpolación aplicado. El paso es el tamaño del movimiento de la cama por rotación del tubo. Para una rotación del escáner de 1 segundo, un paso de 2 significa que la cama ha avanzado 10 mm con un ancho de rodaja de 5 mm. Si el paso se incrementa manteniendo el resto de parámetros constantes, la velocidad de la cama aumentará, reduciéndose la dosis de radiación al paciente, pero incrementando el ancho de rodaja aumentado así el ruido. Por ello, si queremos reducir los artefactos producidos por la rotación en espiral del escáner debemos reducir el paso. La figura 41 muestra una imagen tomada con un escáner de espiral y el efecto producido al variar el paso.



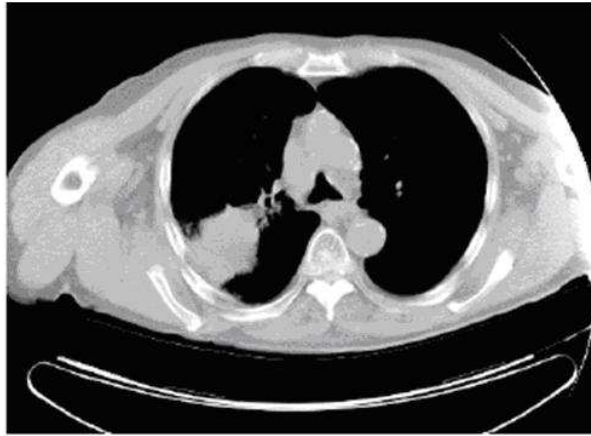
**Fig. 41:** Efecto de variar el paso y el aspecto de los artefactos producidos: a) paso = 4.5, b) paso = 3.5, c) paso = 2.5

#### 1.5.4.3 Proyecciones truncadas

Estos artefactos se originan durante la adquisición de un objeto más grande que el campo de visión del escáner, lo que produce que las proyecciones adquiridas no se correspondan con las proyecciones completas que se adquirirían en caso de que la imagen no superara el campo de visión del escáner.

Si se reconstruye con un método analítico como filtrado paso banda, los problemas surgen en la etapa de filtrado. La FFT 2D de las proyecciones tendrán componentes en altas frecuencias que no tiene la proyección completa debido al truncamiento. Al filtrar

frecuencialmente con un filtro de rampa, se realzan ciertas altas frecuencias que no aparecerían si no hubiera truncamiento. En la figura 42 se muestra la imagen reconstruida con un artefacto producido debido al truncamiento de las proyecciones. Sin embargo, en la etapa de retroproyección no se produciría ningún artefacto ya que se dispone de todos los datos de proyección pertenecientes al campo de visión.



**Fig. 42: Imagen con artefacto (borde de la izquierda) debido a una mayor dimensión del paciente que el campo de visión del escáner**

La solución más sencilla para evitar este tipo de artefactos es la reconstrucción de una región de interés de menor tamaño.

## **Motivación, marco contextual y objetivos**

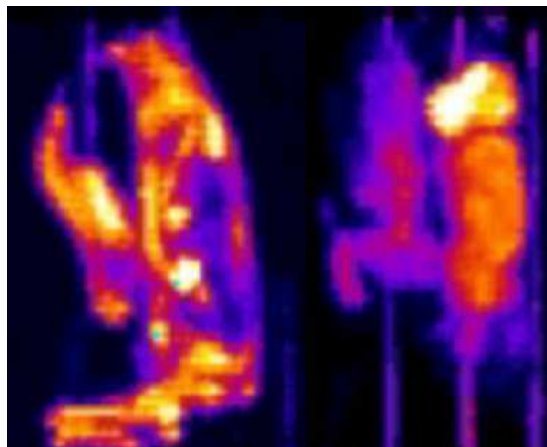
## 2. MOTIVACIÓN, MARCO CONTEXTUAL Y OBJETIVOS

### 2.1. Motivación

La visualización y cuantificación de la función de determinados órganos en animales de laboratorio mediante técnicas de imagen molecular está demostrando ser una herramienta de gran relevancia para la caracterización del fenotipo de animales transgénicos y noqueados, en el estudio de enfermedades humanas, y en el descubrimiento y desarrollo de nuevos medicamentos y sondas bioquímicas.

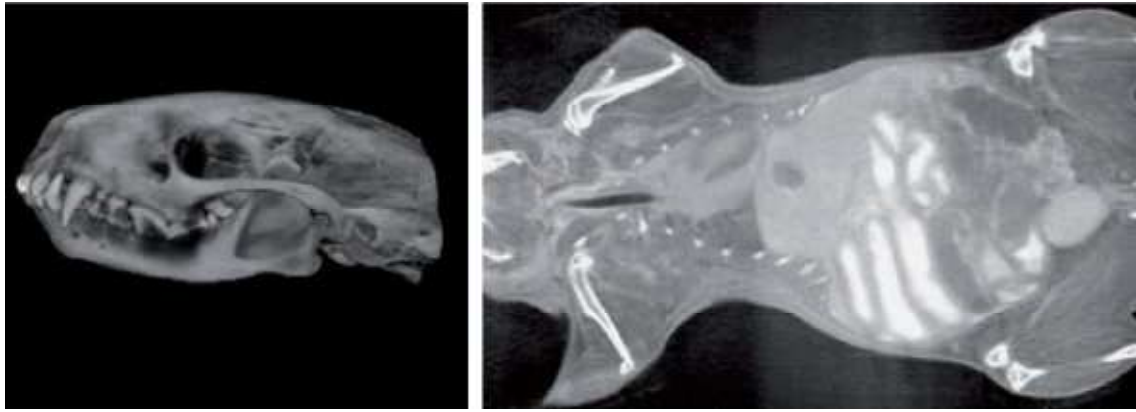
La mayor parte de modelos de enfermedades humanas, tanto en neurología como en cardiología y oncología, se ha desarrollado sobre roedores, debido a su similitud genética con el ser humano, así como al buen conocimiento de estos modelos y su bajo coste (Lewis et al 2002).

Este hecho ha impulsado el desarrollo de sistemas de imagen molecular especialmente dedicados a la obtención de imágenes de pequeños animales de laboratorio, imposibles de conseguir con la instrumentación diseñada para humanos (Chatziioannou et al 2002). En las técnicas de imagen de medicina nuclear, como PET (*Positron Emission Tomography*) (figura 43) o SPECT (*Single Photon Emission Computed Tomography*), se detectan los rayos gamma emitidos por un isótopo radiactivo (trazador) inyectado al sujeto. Las imágenes obtenidas con estas técnicas aportan información funcional, pero son, en ocasiones, difíciles de interpretar debido a una localización ambigua de la captación del trazador.



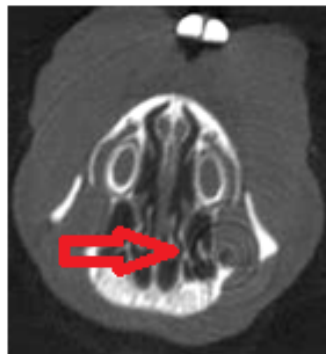
**Fig. 43: Imágenes PET de alta resolución de una rata de laboratorio**

En el presente proyecto, se va a trabajar con imágenes obtenidas mediante la técnica de micro-TAC, que proporciona una alta resolución de las estructuras del sujeto bajo estudio (figura 44).



**Fig. 44:** Ejemplos de imagen micro-TAC de pequeño animal: representación tridimensional de un cráneo de mofeta (izquierda) y corte coronal de una rata a la que se le ha inyectado un contraste yodado por vía intraperitoneal (derecha)

Tal y como se introdujo en el capítulo 1, uno de los artefactos presentes en imágenes TAC que puede dificultar el diagnóstico del sujeto bajo estudio son los artefactos de anillo (figura 45). Por ello, es necesario incluir técnicas de corrección de este tipo de artefactos si queremos obtener una imagen reconstruida lo más fidedigna posible.



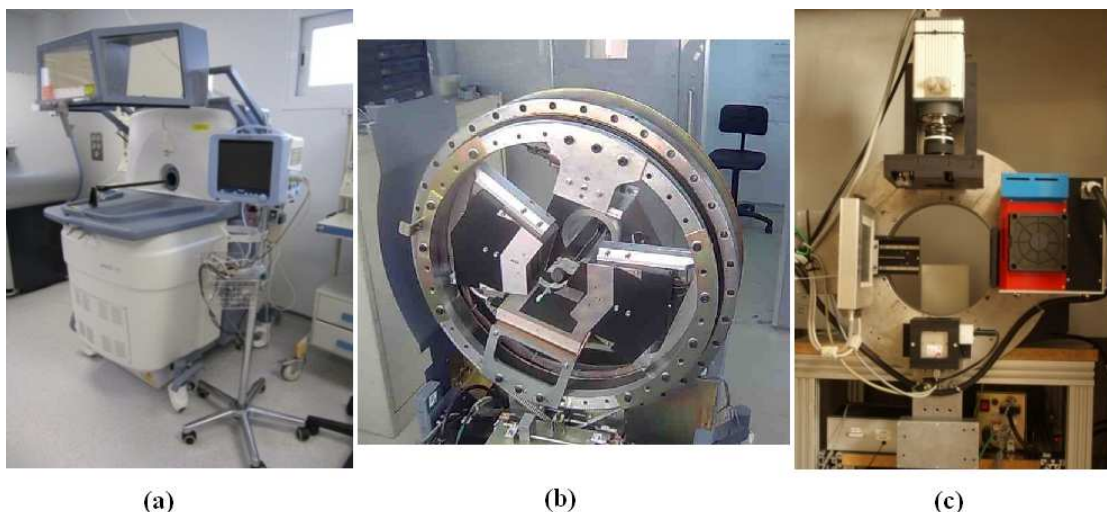
**Fig. 45:** Corte axial de rata en donde se aprecian artefactos de anillo

## ***2.2. Marco contextual del proyecto***

El trabajo de este proyecto se encuadra dentro de una línea de investigación que se desarrolla en el Laboratorio de Imagen Médica de la Unidad de Medicina y Cirugía Experimental (UMCE) del Hospital General Universitario Gregorio Marañón y el Departamento de Bioingeniería e Ingeniería Aeroespacial de la Universidad Carlos III de Madrid. Su objetivo es diseñar, desarrollar y evaluar nuevos sistemas de adquisición de datos, procesamiento y reconstrucción de imágenes multi-modales para aplicaciones en investigación biomédica. Dentro de esta línea de investigación se ha desarrollado un tomógrafo de rayos X de alta resolución para pequeños animales (Vaquero et al 2008) que comercializa actualmente la Sociedad Española de Electro medicina y Calidad S.A. (SEDECAL).

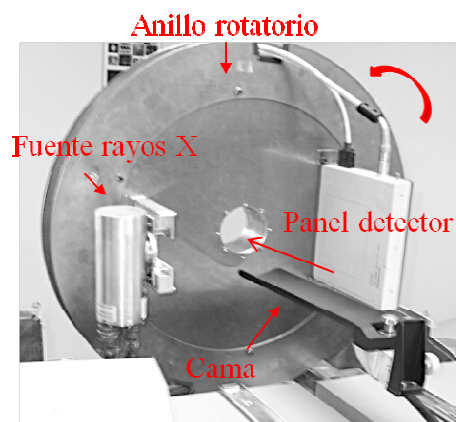
### 2.2.1 Descripción del equipo de tomografía micro-TAC

A continuación se describen los componentes y el funcionamiento del equipo de tomografía micro-TAC empleado para la realización de este proyecto y al cual se incorporará el *software* de corrección de anillos desarrollado. El equipo (figura 46) está diseñado para ser integrado con sistemas de imagen nuclear, PET y SPECT, y de imagen óptica por la empresa SEDECAL que se comercializan actualmente.



**Fig. 46:** a) Escáner multimodal Argus PET/TAC con cubiertas; b) escáner multimodal VrPET sin cubiertas; c) escáner FMT-TAC

El sistema está compuesto por un tubo de rayos X y un detector *flat panel* montados sobre un anillo giratorio (figura 47). Dentro del anillo se encuentra ubicada la cama donde se sitúa al sujeto bajo estudio. La fuente y el detector giran en sentido anti-horario alrededor de la cama adquiriendo proyecciones en distintos ángulos. La sincronización del movimiento del anillo con la adquisición de los datos es gestionada por un ordenador de control (AMD Opteron 242 1.6 GHz, 1 MB de RAM, SO Linux 2.4.x)



**Fig. 47:** Tomógrafo computarizado diseñado en el laboratorio y comercializado por SEDECAL



El tubo de rayos X (serie 5000 Apogee, Oxford Instruments) consta de un ánodo de tungsteno, una ventana de berilio de 126  $\mu\text{m}$ , un tamaño focal de 46.5  $\mu\text{m}$  x 49.1  $\mu\text{m}$ , y un voltaje de entre 0 y 50 kVp con una potencia máxima de 50 W según las especificaciones del fabricante.

El esquema de la geometría de haz cónico que forma la fuente de rayos X y el detector se presenta en la figura 48:

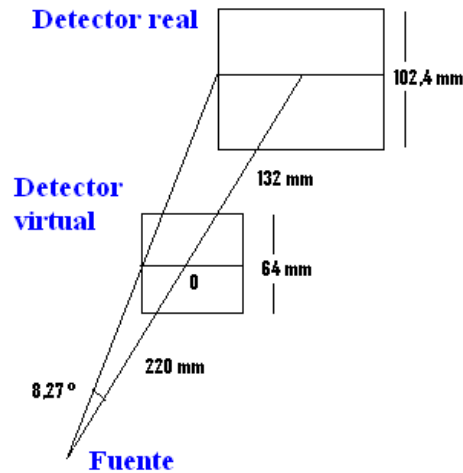


Fig. 48: Esquema de la geometría del sistema micro-TAC

A partir del esquema anterior, vamos a definir algunos parámetros importantes que tenemos que tener presentes para entender el funcionamiento del tomógrafo:

- **Factor de magnificación:** es la relación entre el tamaño del objeto que vemos en el detector y su tamaño real (ecuación (2.1)):

$$M = \frac{D_{FO} + D_{OD}}{D_{FO}} = 1.6 \quad (2.1)$$

donde  $D_{FO}$  es la distancia entre la fuente y el origen de coordenadas y  $D_{OD}$  es la distancia entre el origen de coordenadas y el detector.

- **Resolución espacial:** depende principalmente de dos componentes, una debida a la resolución intrínseca del detector y otra al tamaño focal de la fuente de rayos X. El factor de magnificación influye sobre ambos componentes cambiando su peso relativo en el cálculo de la resolución final. La resolución máxima de este escáner es de 50  $\mu\text{m}$  (Vaquero et al 2008).
- **Campo de visión o field of view (FOV):** es el diámetro del volumen del objeto que se puede reconstruir limitado por el tamaño del detector y la distancia del objeto a la fuente y al detector. Se calcula mediante la ecuación (2.2).

$$FOV = \frac{T_d}{M} = 71.5 \text{ mm} \quad (2.2)$$

donde  $T_d$  es la altura del detector.

### 2.2.1.1 Generación de imagen de rayos X en el detector

Al generar una imagen de rayos X, se proyecta un haz de fotones sobre el objeto bajo estudio, de forma que al detector llega un número de fotones  $N_0$  en función del número de fotones emitidos  $N_i$  según la fórmula (2.3):

$$N_0 = N_i \cdot e^{-\int \mu(x)dx} + N_{osc} \quad (2.3)$$

siendo  $\mu(x)$  el coeficiente de atenuación del objeto atravesado y  $N_{osc}$  el número de fotones recibidos con la fuente apagada, también conocida como *corriente de oscuridad*. Podemos obtener la siguiente expresión para el coeficiente de atenuación a partir de (2.3):

$$\int \mu(x)dx = -\ln\left(\frac{N_0 - N_{osc}}{N_i}\right) \quad (2.4)$$

Para obtener el valor de  $N_i$  se realiza una adquisición en ausencia de objeto pero con los mismos parámetros de adquisición, lo que se denomina *imagen de llenado de campo* ( $N_{llenado}$ )

$$N_{llenado} = N_i \cdot e^{\int 0 \cdot dx} + N_{osc} \quad (2.5)$$

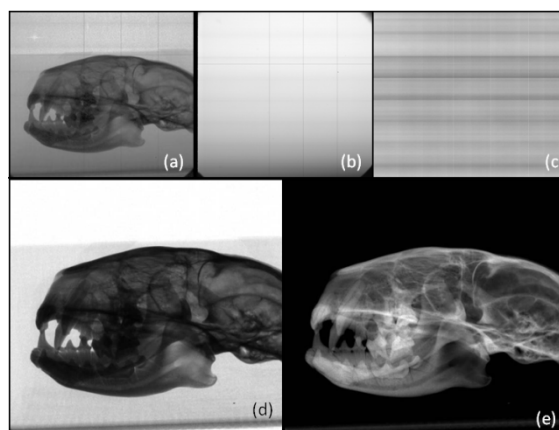
Si sustituimos el valor de  $N_i$  de la ecuación (2.5) en la ecuación (2.4), obtenemos el valor de la integral de la atenuación a partir de la intensidad recogida:

$$\int \mu(x)dx = -\ln\left(\frac{N_0 - N_{osc}}{N_{llenado} - N_{osc}}\right) \quad (2.6)$$

De esta forma, la imagen final resultante (la integral de atenuación) se obtiene a partir de la ecuación (2.6) donde se corrige la diferente ganancia de los detectores dada por  $N_{llenado}$  y la deriva dada por la corriente de oscuridad  $N_{osc}$ .

Debido a la existencia de *píxeles muertos* en el detector, las imágenes obtenidas presentan píxeles nulos (no aportan información). Dichos *píxeles muertos* producirían artefactos de anillo en todas las imágenes tomadas, por lo que durante el proceso de calibración, se genera un fichero específico en donde se registran las posiciones de estos píxeles, para así corregirlos posteriormente en cada adquisición mediante una interpolación con sus píxeles vecinos.

En la imagen siguiente (figura 49) podemos observar el proceso anteriormente descrito durante la generación de la imagen de rayos X.



**Fig. 49:** a) datos procedentes del detector; b) imagen de llenado de campo; c) imagen de oscuridad obtenida con la fuente apagada; d) datos recogidos tras la corrección de ganancia, deriva y píxeles muertos; e) imagen de atenuación tras las aplicar las correcciones anteriores

Para cada estudio, se genera un fichero de cabecera con extensión *.ACT* y varios ficheros con los datos de las proyecciones con extensión *.CTF*. El fichero de cabecera contiene la información necesaria para localizar los ficheros que se utilizaron durante la adquisición y los parámetros de dicha adquisición, tales como el amperaje y voltaje de aplicación, o el número de proyecciones y el tamaño de las mismas. Los datos de la proyección se almacenan ordenados por filas y codificados como enteros de 16 bits sin signo (*unsigned int*) en los archivos *.CTF*. El número total de archivos *.CTF* generados depende de dos parámetros: el *binning* y el número de proyecciones (posiciones angulares) recogidas durante la adquisición. El parámetro *binning* es configurable por el usuario y relaciona el tamaño del píxel del detector ( $50\ \mu\text{m} \times 50\ \mu\text{m}$ ) y el tamaño del píxel en la proyección, siendo éste último de  $50 \cdot \text{binning} \times 50 \cdot \text{binning}$ . En la tabla 1 se muestran los tamaños de proyección y el número de proyecciones en cada archivo de datos para las diferentes configuraciones.

<i>Binning</i>	Tamaño de píxel ( $\mu\text{m}$ )	Tamaño de proyección (píxeles)	Tamaño de proyección (bytes)	Número de proyecciones en cada <i>.CTF</i>
1	50	2400x2400	11 Mbytes	30
2	100	1200x1200	2.74 Mbytes	90
4	200	600x600	704 Kbytes	180

**Tabla 1:** Configuraciones posibles de los archivos con extensión CTF según el tamaño de píxel

### 2.2.1.2 Reconstrucción de imagen y visualización

El sistema está dotado de un ordenador que alberga la consola multimodal *MMWKS* (Pascau et al 2006) y el *software* de reconstrucción multi-cama *Mongoose* © (Abella et al 2010) basado en el método analítico FDK.

El resultado de la reconstrucción es un fichero de cabecera con extensión *.HDR* y un fichero de la imagen con los datos reconstruidos y extensión *.IMG*. El fichero de cabecera contiene la información correspondiente del fichero de la imagen, los datos del sujeto, y algunos de los parámetros de adquisición como son el amperaje de la fuente y el número de proyecciones.

La consola facilita la interacción entre el usuario y el tomógrafo para lanzar la adquisición y la reconstrucción, además de la visualización, el manejo, la segmentación, el registro y el análisis de las imágenes reconstruidas (figura 50).

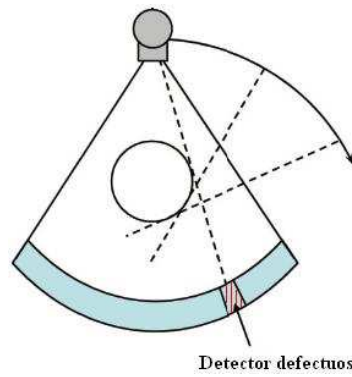


Fig. 50: Ejemplo de visualización de los cortes sagital, coronal y axial con la consola MMKS de un estudio TAC de pequeño animal

### 2.2.2 Artefactos de anillo

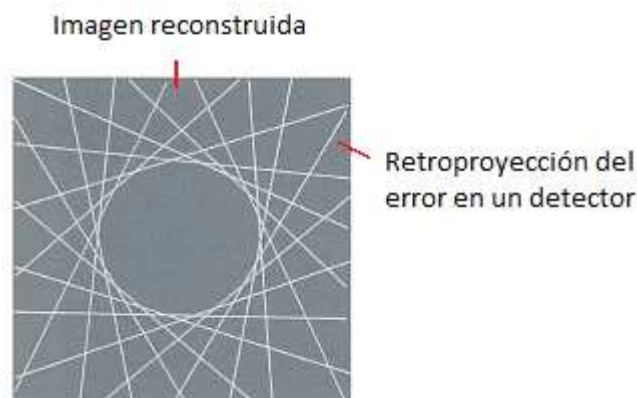
#### 2.2.2.1 Origen de los artefactos de anillo

Los artefactos de anillo pueden aparecer por varios motivos: si existen elementos defectuosos en el detector (como píxeles muertos en un CCD), si existen diferencias de ganancia en algún elemento del detector, o si hay elementos cuya respuesta no es lineal (es decir, no obtenemos siempre la misma salida ante la misma señal de entrada). Estos comportamientos anómalos se verán reflejados como líneas rectas en los sinogramas debido a que corresponden a la misma posición radial para todos los ángulos (figura 51).



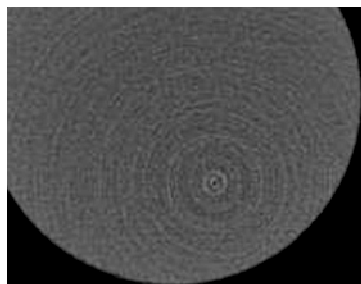
**Fig. 51: Elemento defectuoso en el detector que se corresponde con la misma posición radial para todos los ángulos**

Al retroproyectar el error provocado en la misma posición en todas las proyecciones, se producirá la superposición del conjunto de líneas correspondientes a cada elemento del detector defectuoso. La contribución de cada proyección cancelará parte de estas líneas dejando finalmente visible un anillo que es tangente a todas las líneas tal y como se muestra en la figura 52. Dependiendo del número de detectores defectuosos podrán aparecer más anillos concéntricos formados del mismo modo (figura 53).



**Fig. 52: Ilustración de la formación de un artefacto de anillo. El anillo es tangente a todas las líneas**

Si estamos tomando datos en  $180^\circ$ , los artefactos se verán como media circunferencia en vez de como una circunferencia completa, pero nos referiremos a ellos como artefactos de anillo en cualquier caso.



**Fig. 53: Artefactos de anillo sobre la imagen reconstruida de un maniquí cilíndrico homogéneo**

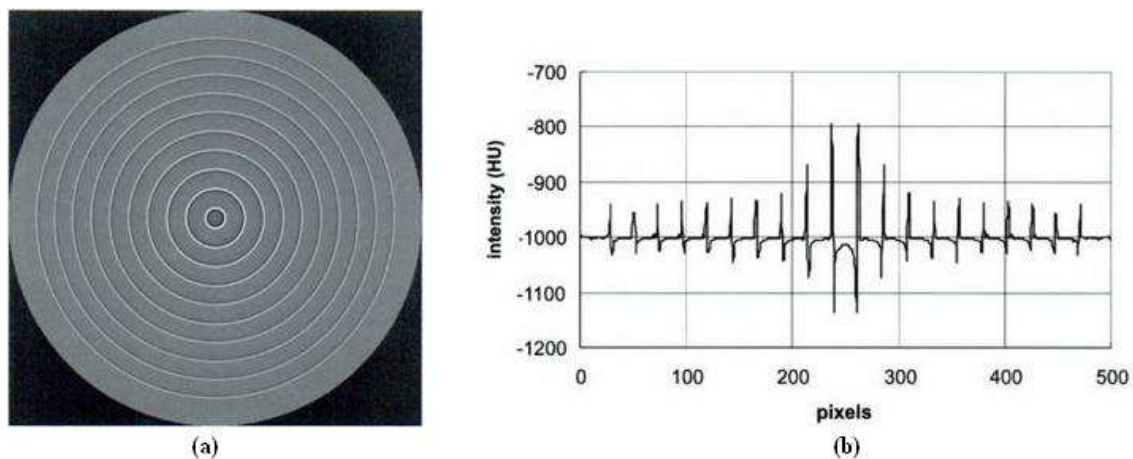
### 2.2.2.2 Intensidad del anillo según la localización del detector

En el trabajo realizado por Hsieh en 2003, se considera la sensibilidad del artefacto de anillo como una función de la localización errónea del detector. Para entender la relación, examinemos primero las características de la retroproyección paralela. Como intentamos examinar el impacto de un error del detector, podemos ignorar las lecturas del resto de ellos (poniéndolas a cero) y supongamos las proyecciones para el detector de interés igual al error,  $\varepsilon$  (en el sinograma, esto representa una línea vertical con intensidad constante). Tal y como especificamos anteriormente, la imagen retroproyectada de dicho patrón formará un anillo centrado en el iso-centro y tangencial a los rayos proyectados del detector erróneo. Consiguientemente, la intensidad total integrada sobre la circunferencia del anillo,  $Q$ , será igual al producto de la intensidad del canal erróneo  $\varepsilon$ , y el número de vistas  $n$ . La intensidad del anillo en la imagen  $C$ , viene dada según la ecuación (2.7):

$$C = \frac{Q}{2\pi r} = \frac{n\varepsilon}{2\pi r} \quad (2.7)$$

Donde  $r$  es el radio del anillo. La ecuación anterior muestra que la intensidad del artefacto de anillo  $C$ , producido por un detector fijo  $\varepsilon$ , es inversamente proporcional al radio del anillo  $r$ . Es decir, cuanto menor es el radio del artefacto de anillo, mayor será la intensidad de dicho anillo. Aunque esto está limitado por las proyecciones de rayos paralelos, existe una relación análoga para geometría de abanico. Por tanto, la sensibilidad del artefacto de anillo no es uniforme a lo largo del detector. Por ello, si introducimos el mismo error a las muestras proyectadas en las diferentes posiciones del detector, podemos esperar que los anillos con mayor magnitud serán aquellos producidos por detectores situados más cercanos al iso-detector (la  $r$  se aproxima a cero) y los menores para los detectores situados en la periferia (valores mayores de  $r$ ).

Para ilustrar este efecto, se muestra a continuación una simulación de un conjunto de proyecciones en un escáner bajo condiciones ideales de ruido nulo donde todas las muestras de proyección son cero. Si se añaden un número de detectores defectuosos y se reconstruye la imagen, se observa que aunque el error introducido para cada detector es el mismo, la intensidad de los anillos resultantes es diferente; los anillos cercanos al iso-centro son más brillantes que los que están más alejados de él. Para apreciar con claridad la diferencia, se muestra también una gráfica con la intensidad de los anillos de la figura 54 respecto a la distancia del centro de la imagen. Como se puede observar, la intensidad del anillo aumenta rápidamente según el detector defectuoso se aproxima al iso-centro. En otras palabras, la precisión en los detectores del panel empleado debe ser mayor cuanto más cerca estén estos del iso-detector. Aunque este resultado ha sido obtenido con un escáner simulado en condiciones ideales, las conclusiones pueden extrapolarse a escáneres de cualquier otro tipo, debido a la casi linealidad del proceso de reconstrucción de CT.



**Fig. 54:** a) Imagen reconstruida en un escáner simulado sin ruido donde se han introducido errores de igual magnitud en la proyección para diferentes detectores; b) perfil de intensidad de los anillos producidos por los errores introducidos [7]

### 2.2.2.3 Revisión bibliográfica de los métodos de corrección de artefactos de anillo

La corrección de artefactos de anillo no es un punto importante en la tomografía computarizada (CT) o en micro-CT basada en dispositivos de acoplamiento de carga (CCD) ya que estos artefactos pueden ser fácilmente reducidos a un nivel aceptable usando técnicas de corrección de campo plano. Éstas consisten en tomar imágenes sin sujeto para localizar los elementos defectuosos del detector y así poder evitar los anillos correspondientes a ellos en sucesivos escaneos. Para ello se calcula el nuevo valor correspondiente a los elementos defectuosos detectados mediante interpolación con los elementos vecinos.

En el caso de micro-CT basada en paneles de detectores planos (FPD) en escáneres de tercera generación (en los que rotan el emisor y el receptor de forma conjunta), los artefactos de anillo son más difíciles de eliminar ya que la sensibilidad de cada elemento del detector es menos uniforme que en otro tipo de detectores, lo que introduce diferencias en la ganancia en determinadas posiciones del array de detectores.

En vez de aplicar métodos de corrección de campo blanco, los anillos se pueden corregir aplicando distintas técnicas de procesamiento de imagen. Los algoritmos de corrección del artefacto de anillo en la literatura (Abella et al 2010, Rivers et al 1998, Raven et al 1998, Sijbers et al 2004, Prell et al 2009, Yousuf et al 2010) se pueden clasificar según el espacio en el que se apliquen: sobre las imágenes reconstruidas (Sijbers et al 2004, Prell et al 2009) o sobre las proyecciones (Abella et al 2010, Rivers et al 1998, Raven et al 1998, Yousuf et al 2010).

Los primeros estudios sobre técnicas de post-procesado para la corrección de artefactos de anillo datan de la década de los 70 (Hsieh et al 2003), aunque la evolución que ha tenido el tomógrafo (tal y como se explica en el apartado 1.2 de la

memoria) hace que tengamos que fijarnos en estudios más modernos, que sean más adecuados para tomógrafos de tercera generación.

Respecto a los métodos que aplican los procedimientos de corrección sobre las proyecciones encontramos diferentes técnicas. En Rivers et al 1998, se propone la eliminación del artefacto de anillo mediante la resta del valor medio de las columnas del sinograma. En Raven et al 1998, se eliminan mediante un filtro de *Butterworth* aplicado sobre la transformada de Fourier del sinograma. En Yousuf et al 2010 se aplica un filtro de mediana sobre las proyecciones de la imagen.

Por otro lado, respecto a los métodos que corrigen directamente la imagen reconstruida, encontramos que en Sijbers et al 2004 se crea un vector de corrección a partir de las áreas homogéneas a partir de la imagen en coordenadas polares; mientras que en Prell et al 2009 se aplica un filtro de mediana en la dirección radial sobre la imagen para eliminar los artefactos de anillo.

Los métodos escogidos van a ser analizados evaluando su eficacia de corrección sobre imágenes de estudios de cilindros homogéneos, de rata y de ratón, con la intención de concluir cuál de ellos es más efectivo a la hora de analizar un estudio CT en general.



## 2.3 *Objetivos del proyecto*

El objetivo principal del presente proyecto es la implementación de un software de corrección de los artefactos de anillo presentes en las imágenes adquiridas por el tomógrafo disponible en el laboratorio. Para ello se van a seguir los siguientes pasos:

1. Análisis del sistema bajo estudio. En primer lugar, se necesita comprender el funcionamiento del tomógrafo, y sus procesos de adquisición y reconstrucción de imágenes. A continuación se estudiarán las posibles fuentes de error capaces de introducir artefactos que degradan la calidad de las imágenes reconstruidas, haciendo especial hincapié en los fenómenos que originan los artefactos de anillo. Para ello se implementa un simulador que emula el proceso de adquisición en el escáner.
2. Estudio de los algoritmos de corrección propuestos en la literatura; implementación de una selección de algoritmos adecuados para el tomógrafo disponible en el laboratorio.
3. Evaluación de los algoritmos implementados en simulaciones y en estudios reales y elección de uno de ellos para ser incluido en el tomógrafo del laboratorio.
4. Selección del algoritmo óptimo e incorporación del mismo en el tomógrafo.

Para evaluar los distintos algoritmos de corrección en sistemas reales, se ha utilizado la infraestructura disponible en la Unidad de Medicina y Cirugía Experimental (UMCE) del Hospital Gregorio Marañón además de los maniqués disponibles *in situ*. Los animales empleados han sido mantenidos en el animalario de la UMCE del Hospital Gregorio Marañón. Toda la manipulación de los animales se ha hecho según las normas sobre protección de animales aplicadas en la UMCE (Directiva 86/609/CEE y RD. 223/1998).

El resultado del presente proyecto será incorporado en equipos pre-clínicos de alta resolución distribuidos por SEDECAL S.A. en todo el mundo.

## 2.4 *Organización de la memoria*

La memoria de este proyecto fin de carrera está organizada en los siguientes capítulos:

- **Capítulo 1: Introducción.** En este primer capítulo se describen los fundamentos físicos de los rayos X, desde su generación y detección hasta su aplicación en el campo de la medicina. A continuación, se presenta la tomografía por rayos X, así como los procesos de adquisición y reconstrucción de datos. Por último se describen las posibles fuentes de error que pueden dar origen a la aparición de artefactos en las imágenes reconstruidas.

- **Capítulo 2: Motivación, marco contextual y objetivos.** En este capítulo se describen las necesidades por las cuales el presente proyecto ha sido desarrollado así como el marco contextual del mismo, en donde se describen el funcionamiento y los componentes del equipo al que será incorporado el software desarrollado y se definirán los objetivos del proyecto.
- **Capítulo 3: Material y métodos.** En este capítulo se presenta la herramienta de simulación del escáner micro-TAC implementada y se explican los distintos métodos de corrección de artefactos de anillo implementados.
- **Capítulo 4: Resultados experimentales.** En este capítulo se presentan los resultados obtenidos tras aplicar los métodos descritos en el capítulo 3 sobre maniqués simulados y estudios tomográficos reales. Finalmente se explica la inclusión del algoritmo de corrección de anillos en el micro-CT del laboratorio.
- **Capítulo 5: Conclusiones y trabajo futuro.**

## **Material y métodos**

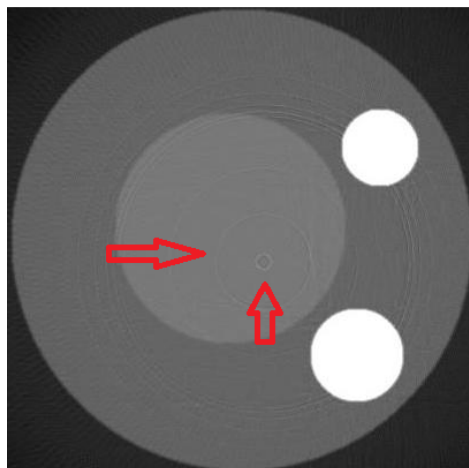


### 3. MATERIAL Y MÉTODOS

En este capítulo se presentan los métodos analizados para la corrección de los artefactos de anillo implementados así como la herramienta de simulación empleada para su evaluación. También se presenta la metodología seguida para la evaluación de aplicar los métodos implementados sobre imágenes simuladas y estudios reales de TAC.

#### 3.1 Herramienta de simulación del escáner micro-TAC

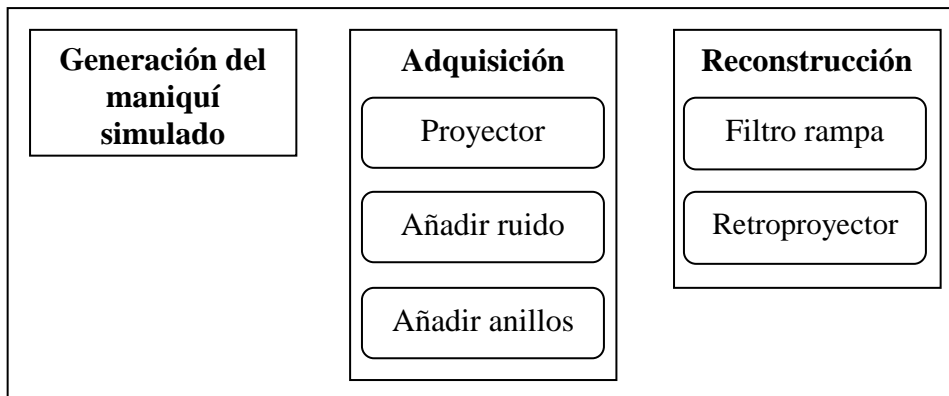
Para el estudio y evaluación de los diferentes métodos de corrección implementados se ha implementado una herramienta de simulación de los procesos llevados a cabo en el escáner micro-TAC utilizando el lenguaje IDL 6.4. Esta herramienta permite la generación de datos de proyección a partir de un maniquí simulado formado por estructuras de diferente densidad, permitiendo introducir ruido y artefactos de anillo tal y como muestra la figura 55.



**Fig. 55: Maniquí simulado. Las flechas indican dos de los artefactos de anillos introducidos**

Podemos dividir el proceso de simulación en tres bloques que funcionan de manera independiente: bloque de generación del maniquí simulado, bloque de adquisición y bloque de reconstrucción (figura 56). Se ha decidido que los bloques de adquisición y reconstrucción simulen estos dos procesos en el escáner para una geometría de rayos paralelos debido a que la geometría no afecta al artefacto de anillo, y la implementación en rayos paralelos tiene menor coste computacional.

Todos los archivos que contienen las diferentes funciones de la herramienta de simulación presentan una cabecera al principio con los detalles del bloque y módulos al que pertenecen.



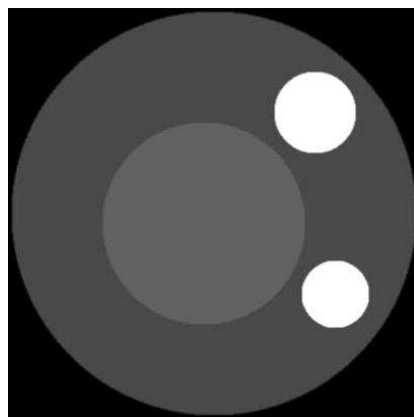
**Fig. 56:** Diagrama de los bloques que forman la herramienta de simulación empleada. Cada bloque está formado por los módulos incluidos en cada una de las cajas

A continuación se describe cada uno de estos bloques.

### 3.1.1 Bloque de generación de maniquíes simulados

El módulo de generación de maniquíes simulados devuelve un mapa de atenuación que simula uno de los cortes tomográficos de un maniquí real como el de la figura 57.

El maniquí simulado se obtiene mediante la llamada a la función principal de este bloque, *crearImagen*. Esta función crea una imagen simulada formada por estructuras con distinta capacidad de atenuación a los rayos X (figura 57).



**Fig. 57:** Maniquí resultante de ejecutar el método *crearImagen*

El coeficiente de atenuación de las estructuras contenidas en la imagen simulada ha sido escogido de forma que tengan el mismo valor que las estructuras reales contenidas en un estudio tomográfico (hueso y tejido blando). Dichos valores han sido extraídos del NIST (National Institute of Standards and Technology ([www.nist.gov](http://www.nist.gov))).

El bloque de generación de maniquíes simulados recibe como entrada los siguientes parámetros:

- *binning*: es un entero que determina el tamaño del píxel de la imagen y puede tomar los valores 1, 2 y 4. El tamaño del píxel en el detector es 50  $\mu\text{m}$ , por lo

que el tamaño del píxel en la imagen es de 0.2 mm (tamaño del píxel por *binning*).

- *atten\_coef*: sucesión de los valores de coeficientes de atenuación en  $\text{cm}^{-1}$  del material o materiales separados por comas que formarán el maniquí simulado
- *path*: string con el path del directorio donde se almacenará el fichero de salida del módulo

Como resultado se devuelve un fichero llamado *maniqui.txt* en el directorio *path* con los valores en flotante de los píxeles de la imagen generada del maniquí. El tamaño de la imagen devuelta es de 2048/binning x 2048/binning píxeles.

Para crear las diferentes estructuras de la imagen, el método *crearImagen* llama sucesivamente a la siguiente función:

#### 3.1.1.1 Función *imagen\_circulo\_off*

Esta función crea un círculo de un determinado tamaño y un cierto valor de densidad.

Los parámetros de entrada de esta función son:

- *size\_image*: tamaño de la imagen simulada
- *radio1*: radio del círculo
- *atten\_coef*: el valor del coeficiente de atenuación que va a tener el círculo
- *off*: vector con el valor de offset en x e y respecto al centro de la imagen que definen la posición del círculo

Esta función devuelve una imagen de tamaño [*size\_image*, *size\_image*] con un círculo de radio *radio1* centrado en [*size\_image*/2 + *off*(0), *size\_image*/2 + *off*(1)] de valor *atten\_coef*.

### 3.1.2 Bloque de adquisición

El bloque de adquisición simula el proceso de adquisición del micro-TAC del maniquí simulado de donde obtenemos los datos de proyección (sinograma) sobre los que incluimos los artefactos de anillo. Este bloque consta de cuatro funciones: *proyectorParalelo*, *anadirRuido*, *meter\_anillos\_uniformes* y *meter\_anillos\_3\_4*.

#### 3.1.2.1 Función *proyector de rayos paralelos*

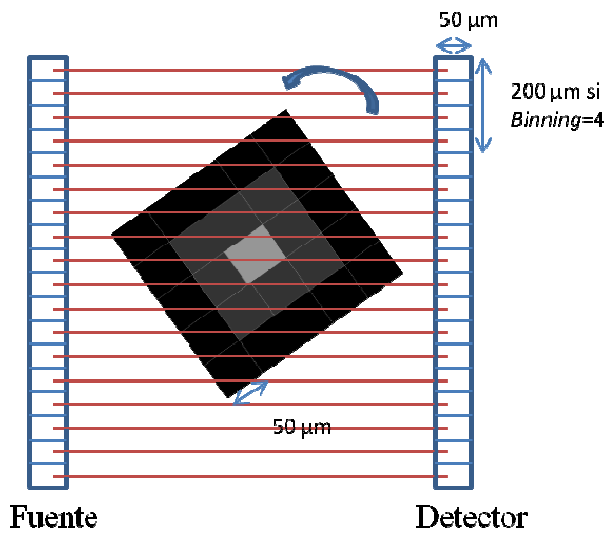
La función *proyectorParalelo* simula el proceso de adquisición de un sistema tomográfico de rayos paralelos teniendo en cuenta únicamente la geometría de los rayos (proyección ideal). Esta función recibe como entrada los siguientes parámetros:

- *imagen*: matriz que se desea proyectar
- *n\_angles*: número de proyecciones angulares sobre los que trabajamos
- *dx\_imagen*: tamaño de la matriz *imagen* en la dirección x
- *dy\_imagen*: tamaño de la matriz *imagen* en la dirección y

Esta función proporciona las integrales de densidad para cada rayo simulado, es decir:

$$Proy_{ideal}(\theta, b) = \int_{L_{\theta b}} \rho dl \quad (3.1)$$

Siendo  $\theta = \{0 \dots n\_angles-1\}$ ,  $b = \{0 \dots dx\_imagen-1\}$ ,  $L_{\theta b}$  es la línea de proyección correspondiente al ángulo de proyección  $\theta$  y al bin  $b$  en la proyección, y  $\rho$  el valor del mapa de densidad. La implementación de la ecuación (3.1) se simplifica considerando que el sistema (fuente y detector) es estático y es el objeto el que gira (figura 58). Así, para cada ángulo de proyección se obtiene el sumatorio del producto del valor de cada píxel y el tamaño del píxel (en  $\mu m$ ) para todas las filas (trayectorias paralelas horizontales). A continuación, se rota la imagen (con interpolación lineal) y se repite el proceso sucesivamente hasta completar el número de ángulo de proyección ( $n\_angles$ ) deseado. Todos estos valores se almacenan en una matriz (en flotantes) de tamaño  $n\_angles$  filas por  $dx\_imagen$  columnas, lo que forma la imagen de proyección o sinograma resultado.



**Fig. 58:** Explicación intuitiva de la función de proyección de rayos paralelos de la herramienta de simulación. El proyector suma las filas de la imagen que desea proyectar (imagen de tres valores de gris de 5x5 píxeles) y a continuación rota la imagen objeto y vuelve a sumar las filas y así sucesivamente hasta completar el número de proyecciones deseado

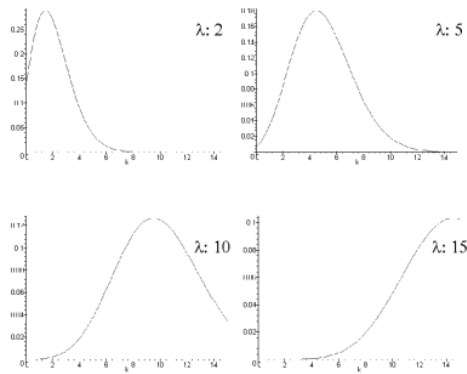
La función devuelve el sinograma de la imagen que se le pasa por parámetro, de dimensiones  $n\_angles$  filas por  $dx\_imagen$  columnas.

### 3.1.2.2 Función de añadir ruido

La función *anadirRuido* añade ruido de Poisson al sinograma ideal. Para ello se modelan los datos de proyección como variables independientes que siguen una distribución de Poisson, es decir, se genera un número aleatorio que se suma a cada píxel del sinograma calculado según una distribución de Poisson (3.2) (figura 59) donde la media introducida ( $\lambda$ ) es el valor del sinograma en dicho píxel.

$$f(x) = \frac{e^{-\lambda} \cdot \lambda^x}{x!} \quad (3.2)$$





**Fig. 59: Distribución de Poisson para distintos valores de  $\lambda$**

Los parámetros de entrada son:

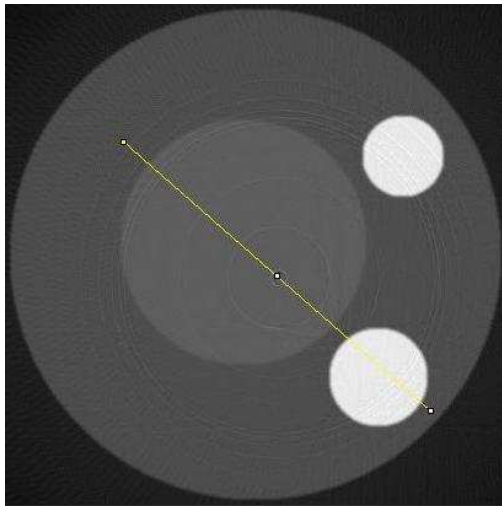
- *proy*: el sinograma a la que queremos añadir el factor de ruido
- *IO*: número de fotones emitidos por la fuente de rayos X

El resultado es una matriz del mismo tamaño que *proy* con los datos de proyección con ruido.

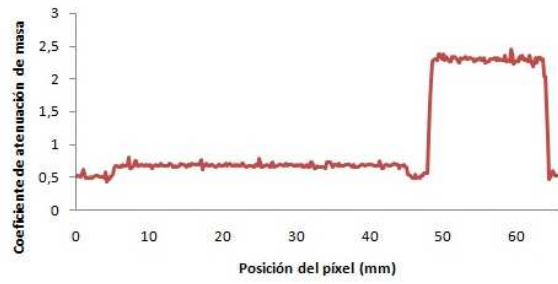
### 3.1.2.3 Función de añadir anillos

Como se explicó en la sección 2.2.2, los artefactos de anillo se verán reflejados como líneas rectas en los sinogramas debido a que corresponden a la misma posición radial para todos los ángulos (figura 60).

Para simular los artefactos de anillo sobre las proyecciones se modifican las columnas del sinograma donde queremos simular los artefactos de anillo (figura 60) aumentando su valor en un factor comprendido entre un 10% y un 28% dependiendo si los anillos están más cercanos al iso-centro (10%) o más alejados de él (28%). Experimentalmente se ha medido sobre estudios reales el valor de los artefactos de anillo siendo de hasta de un 20%, pero se han simulado con un valor un poco más elevado para poder distinguirlos mejor a la hora de evaluar los perfiles de la imagen (figura 61).



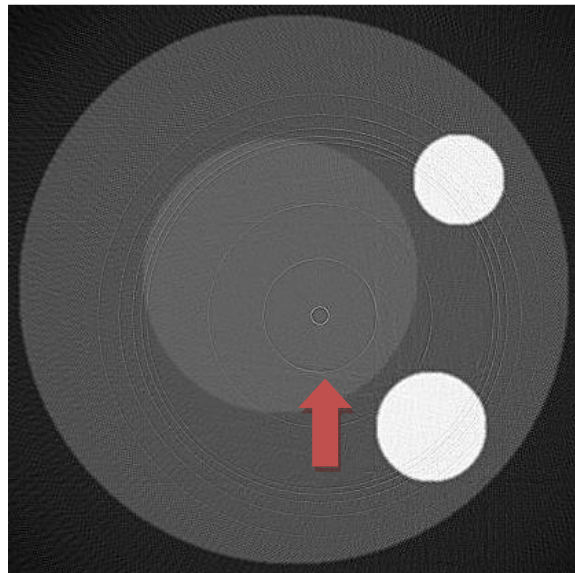
(a)



(b)

**Fig. 60: Perfil de la imagen simulada con anillos**

La función *meter\_anillos* recibe como parámetros el sinograma a modificar (figura 61).



**Fig. 61: Imagen con anillos en donde la flecha indica la posición de uno de ellos**

El resultado de la función *meter\_anillos* es el sinograma modificado con los artefactos de anillo.

### 3.1.3 Bloque de reconstrucción

El bloque de reconstrucción se encarga de la reconstrucción de los datos de proyección mediante la implementación computacional del método de retroproyección filtrada para el caso de rayos paralelos (función *FBP*).

#### 3.1.3.1 Función FBP (Filtered Back Projection)

La función *FBP* recibe los siguientes parámetros de entrada:

- *proy*: el sinograma a reconstruir
- *dx\_imagen*: tamaño de píxel en la imagen teniendo en cuenta la magnificación. Al estar trabajando con un proyector de rayos paralelos dicha magnificación será de 1
- *nx\_imagen*: número de píxeles en la imagen
- *n\_angles*: número de proyecciones angulares sobre los que trabajamos

La función *FBP* devuelve la imagen reconstruida.

Para la implementación del método *FBP*, en primer lugar se filtran las proyecciones en el dominio de la frecuencia, por lo que es necesario convertir la imagen *proy* al espacio transformado de Fourier mediante la FFT de IDL 6.4.

Para aumentar su resolución se le añade previamente un *padding* de ceros del mismo tamaño que la imagen. El bloque de reconstrucción se encarga de filtrar la FFT de las proyecciones con el filtro rampa mediante el producto de estas dos matrices. Para pasar de nuevo al dominio espacial, se calcula la FFT inversa de las proyecciones filtradas.

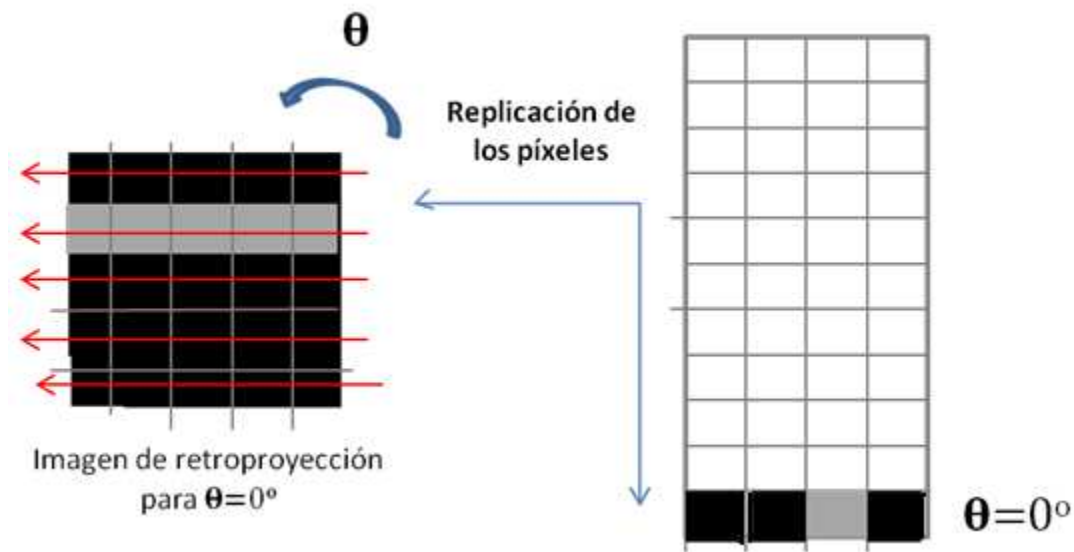
Internamente, la función *FBP* llama a las funciones *Retroproyector* y *CreaFiltro*.

#### 3.1.3.2 Función de retroproyección

La función *Retroproyector* recibe los siguientes parámetros:

- *proy*: el sinograma a retroproyectar
- *dx\_imagen*: el ancho que tiene la imagen resultante tras el proceso de reconstrucción

En el caso de rayos paralelos, el retroproyector replica los valores recogidos en la posición de  $0^\circ$  (filas en nuestro caso) formando la imagen de retroproyección para el ángulo  $\theta = 0^\circ$ . Después se replican los valores de la siguiente fila (correspondientes a la siguiente posición angular) y se rota la imagen resultante un ángulo  $\frac{180^\circ}{n\_angles}$  para formar la siguiente imagen de retroproyección (figura 62). Este proceso se repite sucesivamente hasta completar *n\_angles* y la imagen final retroproyectada será la suma de las imágenes retroproyectadas para todos los ángulos.



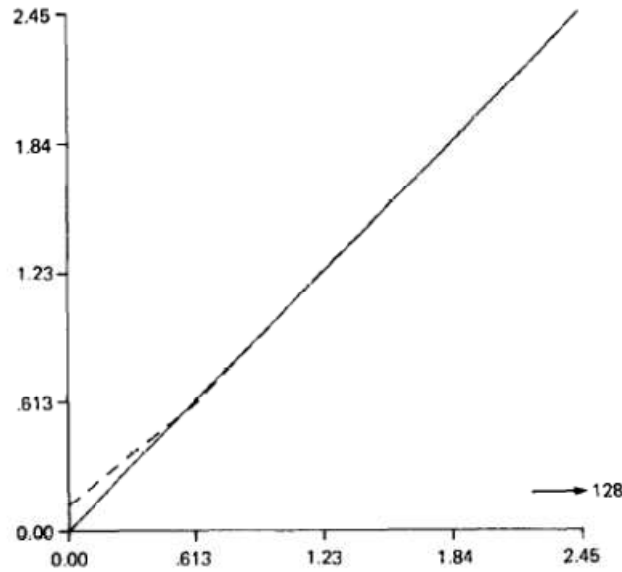
**Fig. 62:** Explicación intuitiva del módulo de retroproyección de rayos paralelos de la herramienta de simulación. La imagen de la derecha representa la imagen de proyección donde cada fila se corresponde a la proyección para un determinado ángulo. La primera fila de esta imagen se replica en la imagen de la izquierda formando la imagen de retroproyección para el primer ángulo  $\theta = 0^\circ$

Esta función devuelve la imagen resultante de retroproyectar el sinograma que recibe según una configuración de rayos paralelos.

### 3.1.3.3 Función de filtrado

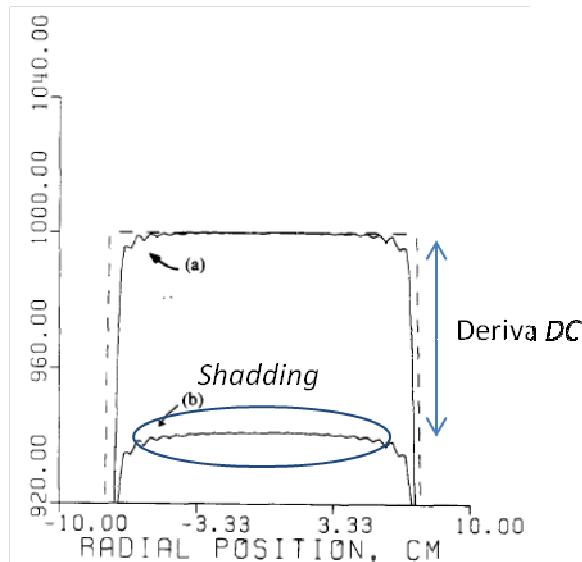
La operación de filtrado puede derivar del muestreo del filtro continuo ya sea en el dominio espacial o en el de la frecuencia (Kak et al 1988). Se ha escogido la implementación en frecuencia ya que la operación de convolución de las proyecciones y el filtro (en el dominio espacial) es más costosa computacionalmente. La implementación discreta del filtro rampa precisa de algunas variaciones que se explican a continuación.

El filtro utilizado en el espacio de Fourier  $R(k)$  es la versión muestreada del filtro rampa continuo  $H(f)$  que se mostró en el capítulo 1. La implementación del filtrado en el dominio espacial tiene las ventajas de no provocar ni deriva de componente continua ni efecto de *shading*, ya que no hay muestreo en frecuencia. Comparando el resultado de la FFT de la implementación del filtro en el espacio y el filtro directamente definido en la frecuencia, mostrados en la figura 63, vemos que difieren en los dos primeros términos. El primer término, que se hace cero para el filtro implementado en la frecuencia, es el responsable de la deriva del valor medio de la imagen, y la diferencia en los siguientes coeficientes es la responsable del efecto *shading*.



**Fig. 63:** Representación del filtro rampa muestreado en frecuencia (línea continua) y de la FFT del filtro muestreado en el espacio (línea discontinua) para frecuencias positivas donde se observan diferencias en los primeros valores (Kak et al 1988).

La reconstrucción resultante de estos dos métodos es teóricamente idéntica. En la figura 64 se muestran los perfiles de la reconstrucción de un cilindro donde se observa que el método en el dominio espacial se aproxima más al perfil ideal. El método basado en el muestreo del filtro en el espacio de Fourier da lugar a *aliasing* en el dominio espacial y, por tanto, a artefactos en las imágenes reconstruidas como deriva de continua y *shading*.



**Fig. 64:** Perfiles centrales de la reconstrucción de un cilindro de 7.5 cm de radio. Las reconstrucciones se han hecho con (a) método en el dominio espacial, y (b) con el método en el dominio de Fourier. La línea discontinua es el perfil central teórico (Crawford et al 1991).

Estos artefactos se han corregido mediante el método propuesto en (Crawford et al 1991) que se basa en reemplazar los primeros valores de  $R(k)$  por la DFT (Discrete Fourier Transform) del filtro en el espacio:

$$H_S(k) \approx B^2(1 - S_M(k)) + \frac{8B^2}{\pi^2 M} S_M(k) \quad (3.3)$$

siendo:

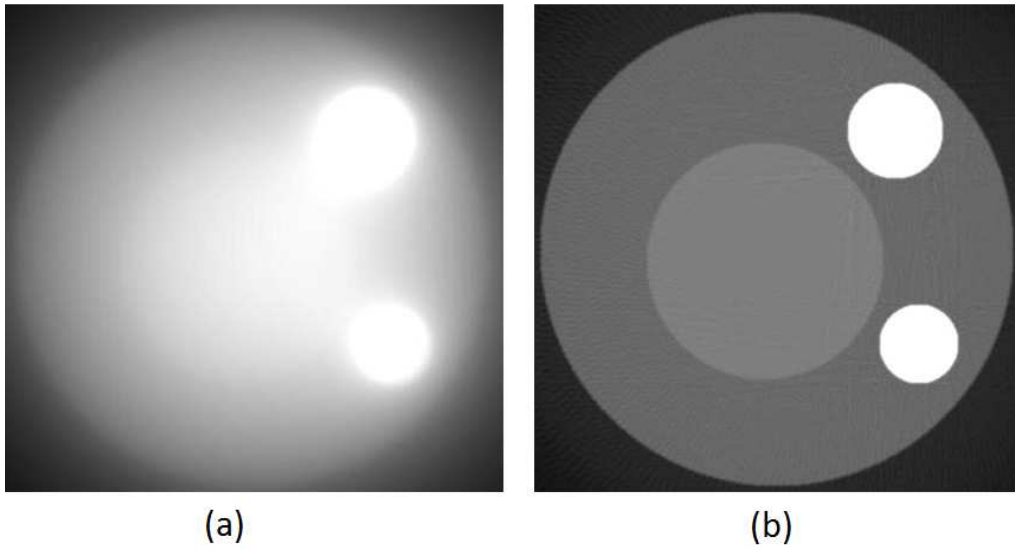
$$S_M(k) = \frac{\sum_{i=0}^{\frac{M}{4}-1} \frac{\cos 2\pi k(2i+1)/M}{(2i+1)^2}}{\sum_{i=0}^{\frac{M}{4}-1} (2i+1)^{-2}} \quad (3.4)$$

donde  $B$  es la frecuencia máxima del filtro, que estará limitada por el intervalo de muestreo en la proyección,  $M$  es la longitud de la DFT inversa y  $k$  es el número de muestras de  $H_S(k)$ .

La función *CreaFiltro* recibe los siguientes parámetros:

- *size\_sino\_padded*: tamaño del sinograma con el padding (relleno) que se añade antes de filtrar para aumentar la resolución
- *frec\_max*: frecuencia de corte del filtro
- *n\_angles*: número de proyecciones angulares sobre los que trabajamos

Esta función devuelve un filtro paso banda que se aplica sobre la imagen reconstruida para que los bordes de las estructuras presentes tengan una mayor definición (figura 65).



**Fig. 65: a) Imagen retroproyectada; b) Imagen reconstruida (retroproyección + filtrado)**

## 3.2 Métodos de corrección del artefacto de anillo

A continuación se presentan la implementación de los métodos de corrección de artefacto de anillo seleccionados de la literatura. Todos ellos han sido implementados en IDL 6.4, de forma que se van a exponer las rutinas más significativas de cada método para una mejor comprensión del mismo. Se han implementado un total de seis métodos, dos de los cuales trabajan sobre la imagen reconstruida (los métodos 1 y 2) y cuatro sobre el conjunto de proyecciones (los métodos 3, 4, 5 y 6). En la tabla 2 se recogen las principales características de ellos.

Método	Artículo	Características
Método 1: coordenadas cartesianas	(Prell et al 2009)	Corrección de la imagen a partir de un filtrado de mediana en dirección radial
Método 2: coordenadas polares	(Sijbers et al 2004)	Corrección de la imagen en coordenadas polares a partir de un test de homogeneidad por ventanas
Método 3: umbral de homogeneidad	(Abella et al 2010)	Corrección del sinograma a partir de un test de homogeneidad por ventanas
Método 4: media	(Rivers et al 1998)	Corrección del sinograma a partir de la media de las columnas
Método 5: filtrado en frecuencia	(Raven et al 1998)	Corrección del sinograma a partir de un filtrado paso bajo en el dominio de la frecuencia
Método 6: filtrado en espacio		Corrección del sinograma a partir de la mediana de las columnas

Tabla 2: Resumen de los métodos evaluados

A modo ilustrativo del funcionamiento de cada uno de dichos métodos, utilizaremos el software de simulación desarrollado para corregir una imagen sencilla en donde se pueda ver el proceso de corrección que siguen.

### 3.2.1 Método 1: coordenadas cartesianas

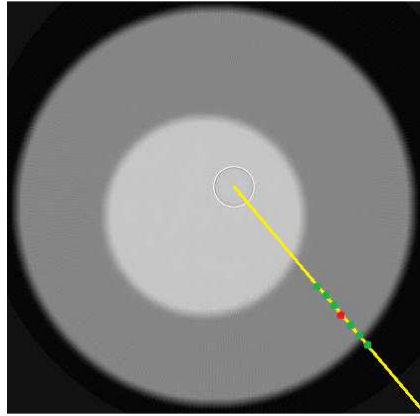
#### 3.2.1.1 Definición

Este método se recoge en el artículo *Comparison of ring artifact correction methods for flat-detector CT* de D. Prell, Y. Kyriakou y W. A Kalender (Prell et al 2009).

El procedimiento de corrección se aplica sobre la imagen reconstruida. Se van a considerar los artefactos de anillo como un offset de la imagen original.

El procedimiento descrito en el artículo es el siguiente: se genera una nueva imagen a partir de la original de forma que para cada punto de la imagen (llamémoslo P) se escogen los N píxeles en dirección radial colindantes con P (N/2 píxeles en dirección

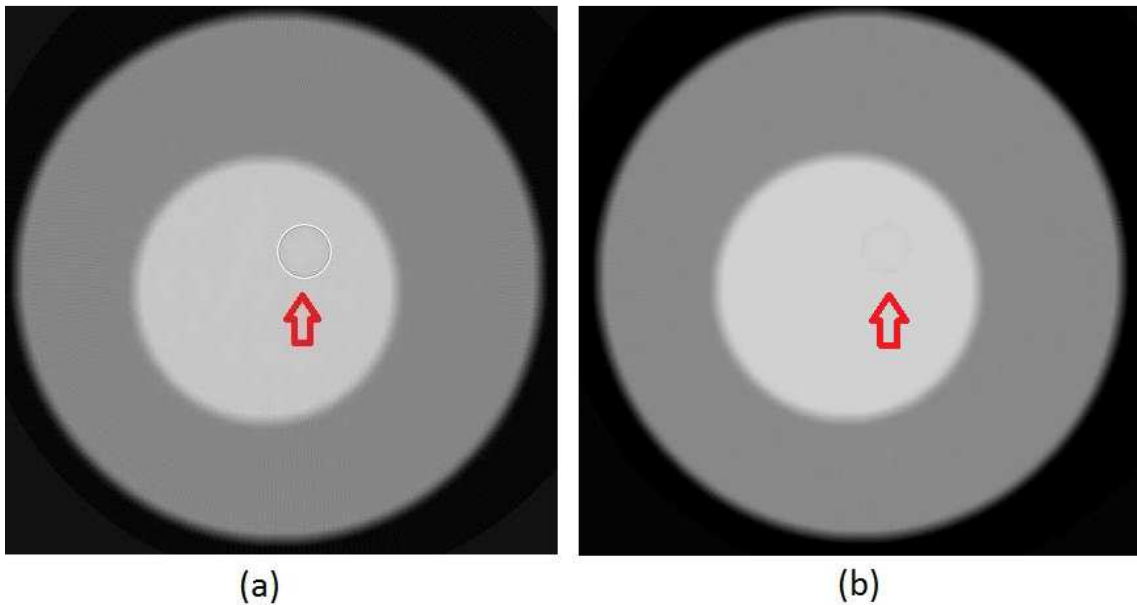
hacia el centro de la imagen y  $N/2$  en dirección contraria del radio que contiene a P) y se sustituye P por el valor de la mediana del conjunto de N píxeles seleccionados (figura 66).



**Fig. 66:** Detalle de cómo se eligen los puntos para la corrección de uno de los píxeles de la imagen (representado como un punto en rojo) seleccionando para ello los N píxeles colindantes con él en dirección radial (en verde) y tomando después la mediana de todos ellos

Repetimos el procedimiento para cada uno de los píxeles de la imagen y obtenemos una nueva imagen (llamémosla *imagen\_mediana*) (figura 67). Esta nueva imagen se define, por tanto, como una convolución con un filtro de mediana  $f_M$  (ecuación 3.5):

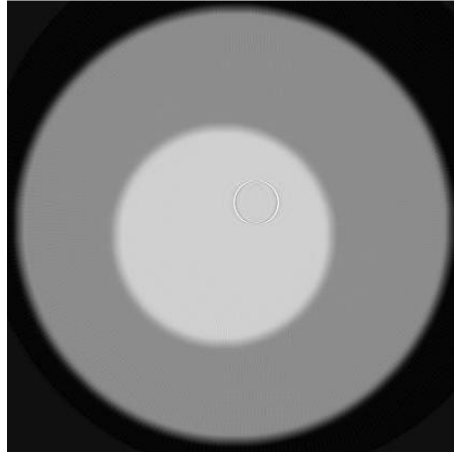
$$imagen\_mediana = imagen \otimes f_M \quad (3.5)$$



**Fig. 67:** a) Imagen a corregir. La flecha indica la posición del artefacto de anillo; b) imagen después de aplicar el filtro de mediana descrito, la flecha indica donde se encuentra el artefacto de anillo que al igual que el resto de la imagen ha sido suavizado



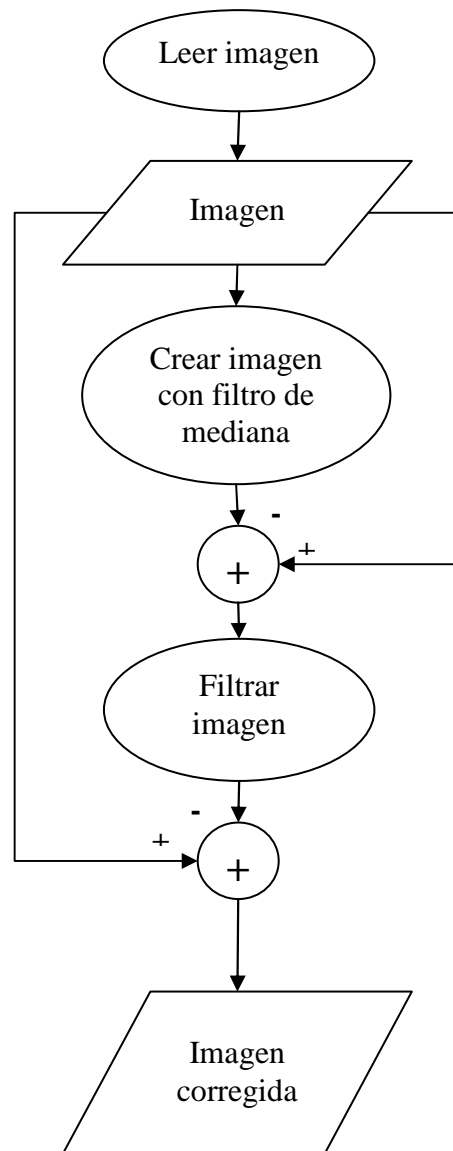
Para obtener la imagen corregida (figura 68) restamos a la imagen original una imagen construida como el filtrado paso bajo de la resta de la imagen original e imagen\_mediana. El filtrado paso bajo se realiza para obtener una reducción del ruido de la imagen que solo contenga los artefactos de anillo. El filtro que se ha empleado para dicho propósito ha sido un filtro paso bajo de Butterworth que se aplica también en el método 6 y se explica en el apartado 3.2.6.



**Fig. 68:** Imagen resultante después de corregir con este método la imagen de la figura 83-a.

### **3.2.1.2 Implementación**

El funcionamiento del método 1 se muestra en el diagrama de flujo de la figura 69.



**Fig. 69: Diagrama de flujo del método 1 donde los círculos se corresponden con módulos y los paralelogramos con objetos generados**

El código que se ejecuta en cada una de las partes es el siguiente:

**1- Leer imagen:** mediante la llamada a la función *cargar\_imagen*, cuyos parámetros de entrada son:

- *dim\_x*: dimensión horizontal de cada rodaja
- *dim\_y*: dimensión vertical de cada rodaja
- *dim\_z*: número de rodajas del estudio a corregir

Esta función carga la imagen a corregir y devuelve los siguientes parámetros:

- *volumen*: conjunto de imágenes recogidas en el estudio CT
- *rodaja*: variable donde guardar cada una de las imágenes contenidas en *volumen*
- *path*: directorio donde se encuentra el archivo cargado
- *name*: nombre del archivo cargado

**2- Crear imagen con filtro de mediana:** mediante la llamada a la función *crear\_imagen\_filtro\_mediana*, cuyos parámetros de entrada son:

- *rodaja*: imagen a corregir
- *num\_point*: número de píxeles colindantes en dirección radial a cada píxel de la imagen
- *dim\_x*: número de píxeles en dirección x de la imagen

La función crea la imagen con filtro de mediana y devuelve el siguiente parámetro:

- *filt\_rodaja*: imagen creada con filtro de mediana

**3. Filtrar imagen:** El filtrado se realiza en el dominio de la frecuencia mediante la llamada a las siguientes funciones:

i. *calcular\_FFT*: que recibe los siguientes parámetros:

- *rodaja*: sinograma cuya Transformada de Fourier se va a calcular

La función devuelve la Transformada de Fourier del sinograma pasado por parámetro.

ii. *filtrar\_paso\_bajo*: que recibe los siguientes parámetros:

- *fft\_rodaja*: sinograma a filtrar en el dominio de la frecuencia
- *dim\_x*: dimensión del filtro en el eje x
- *Mindex*: dimensión del filtro en el eje y
- *cut\_freq*: frecuencia de corte del filtro paso bajo
- *orden*: orden del filtro paso bajo

La función devuelve el filtrado paso bajo del sinograma pasado por parámetro con un filtro paso bajo de Butterworth.

iii. *calcular\_ifft\_imagen*: cuyo parámetro de entrada es:

- *rodaja*: imagen sobre la que se efectúa la Transformada Inversa

Esta función realiza la Transformada Inversa de Fourier y la devuelve como parámetro de salida.

## **3.2.2 Método 2: coordenadas polares**

### **3.2.2.1 Definición**

Este método viene detallado en el artículo *Reduction of ring artifacts in high resolution micro-CT reconstructions* de Jan Sijbers y Andrei Postnov (Sijbers et al 2004).

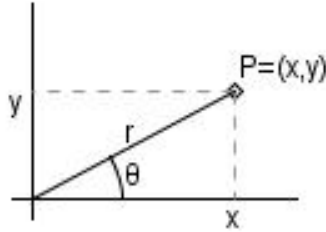
El procedimiento de corrección, al igual que en el método anterior, se aplica sobre la imagen reconstruida, pero en este caso en coordenadas polares

En primer lugar es necesario transformar la imagen de coordenadas cartesianas a polares. Tras la transformación, los artefactos de anillo que había en la imagen original se transformarán en rectas. El cambio a coordenadas polares se realiza según las ecuaciones:

$$r = \sqrt{x^2 + y^2} \quad (3.6)$$

$$\theta = \tan^{-1}\left(\frac{y}{x}\right) \quad (3.7)$$

siendo  $r$  y  $\theta$  los valores del radio y el ángulo para cada par de puntos  $(x,y)$  en cartesianas tal y como se muestra en la figura 70.

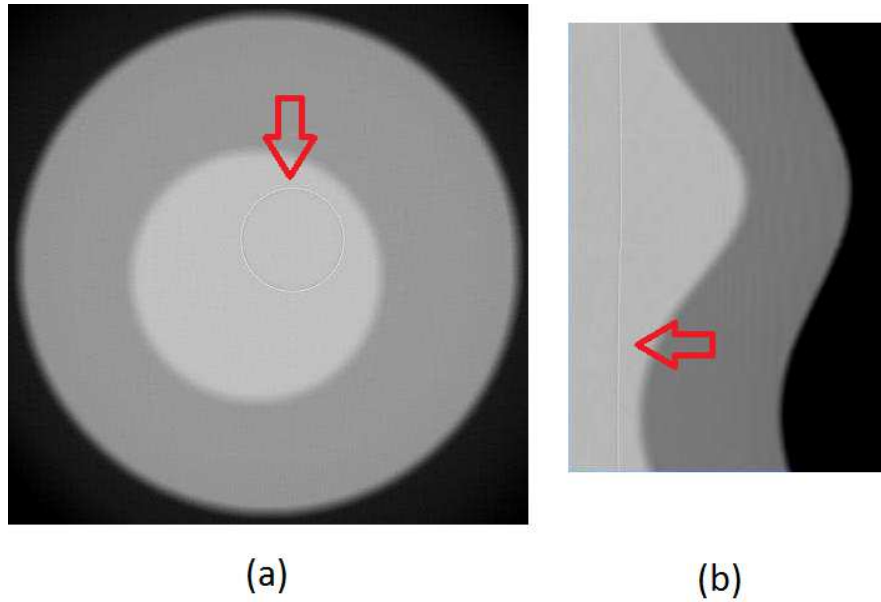


**Fig. 70: representación de  $r$  y  $\theta$  en de  $x$  e  $y$**

Antes del paso a coordenadas polares, se interpola linealmente la imagen original a cuatro veces su tamaño para perder la menor cantidad de información posible durante la conversión de coordenadas cartesianas-polares y polares-cartesianas.

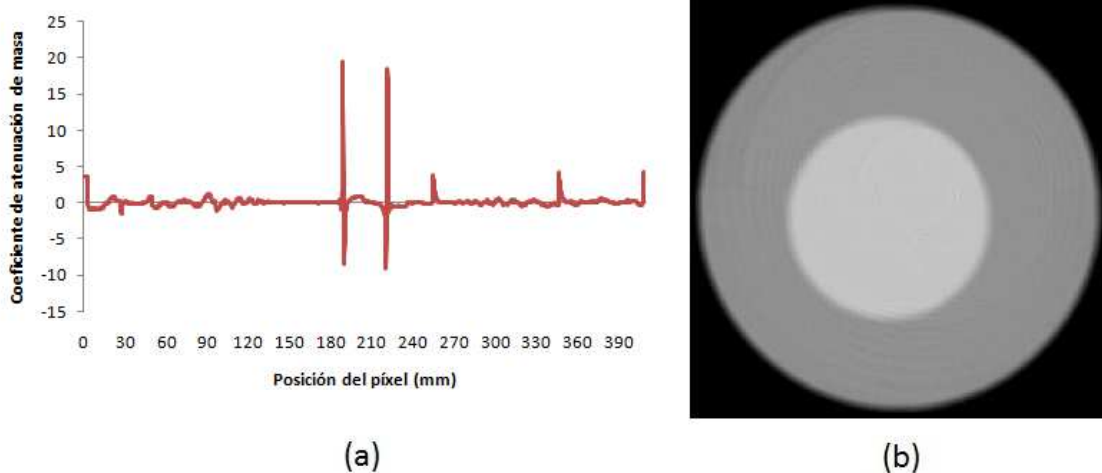
Después, se selecciona un umbral de homogeneidad ( $T$ ) dentro de la imagen. Hemos elegido ese umbral como un tercio de la desviación típica de la imagen tal y como indica el autor del artículo. Se ha comprobado que el cálculo de dicho umbral no es crítico ya que tal y como indica el artículo, una incorrecta selección del mismo se compensará en los pasos siguientes (se ha comprobado con valores una década por encima y por debajo del valor indicado por el autor).

A continuación, detectamos las líneas de la imagen en coordenadas polares originadas por los anillos a corregir (figura 71) de la siguiente manera: dividimos la imagen en ventanas de un ancho fijo preseleccionado ( $V$ ), y dentro de cada ventana comprobamos si la desviación típica de cada una de las filas que contiene es mayor que el umbral de homogeneidad ( $T$ ). En caso afirmativo, se le resta a dicha fila el valor de su media y se almacena en una matriz de artefactos ( $M$ ). En esta matriz  $M$  vamos a almacenar todas las filas que no cumplen el criterio de homogeneidad propuesto (desviación típica menor que  $T$ ).



**Fig. 71:** a) Imagen en coordenadas cartesianas. La flecha muestra el anillo a corregir; b) imagen en coordenadas polares correspondiente a la imagen de la derecha. La flecha indica la posición de la columna correspondiente al anillo. El eje horizontal es  $r$  y el vertical  $\theta$

Para cada una de las columnas de  $M$  calculamos el valor de la mediana y lo almacenamos en un vector (VM). Una vez que tenemos VM habiendo evaluado cada columna de la ventana  $V$  y para cada posición de  $V$  dentro de la imagen completa, lo restamos a cada fila de la imagen en coordenadas polares (figura 72) (el vector de corrección mostrado tiene dos picos de amplitud en lugar de uno ya que una vez interpolada la imagen a cuatro veces su tamaño se divide en dos y se crea una imagen nueva con las dos mitades contiguas sobre las que se calcula dicho vector de corrección). Una vez corregida la imagen en polares, deshacemos el cambio de coordenadas volviendo a presentar la imagen en cartesianas. Finalmente, se vuelve a dimensionar la imagen al tamaño original.

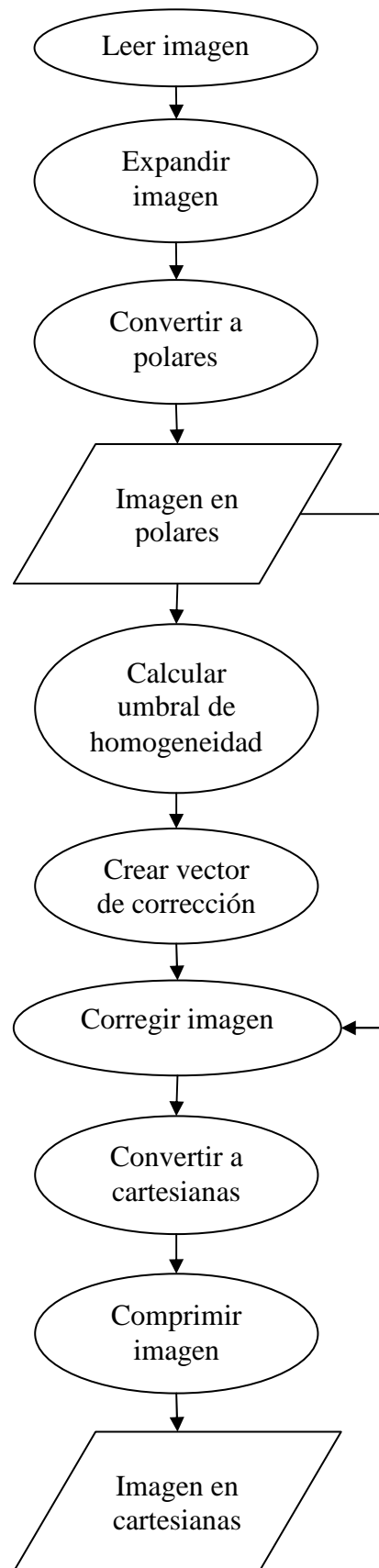


**Fig. 72:** a) Vector de corrección resultante; b) imagen corregida

Cabe destacar que el paso de la imagen a coordenadas polares y su posterior transformación a cartesianas introducirá un pequeño error sobre la imagen reconstruida.

### **3.2.2.2 Implementación**

El funcionamiento de este método se muestra en el diagrama de flujo de la figura 73



**Fig. 73: Diagrama de flujo del funcionamiento del método 2**

El código que se ejecuta en cada una de las partes es el siguiente:

**1- Leer imagen:** misma función que la utilizada en el método 1.

**2- Expandir imagen:** mediante la llamada a la función *expandir\_imagen*, cuyos parámetros de entrada son:

- *rodaja*: imagen cuyas dimensiones queremos expandir
- *dim\_x*: nuevo tamaño del eje x
- *dim\_y*: nuevo tamaño del eje y

La función redimensiona la imagen pasada por parámetro según la longitud nueva de los ejes. Su único parámetro de salida es:

- *rodaja2*: la imagen cuyo tamaño ha sido expandido

**3- Convertir a polares:** mediante la llamada a la función *pasar\_a\_polares*, cuyos parámetros de entrada son los siguientes:

- *rodaja*: imagen que queremos pasar a coordenadas polares
- *dim\_x*: eje x de la imagen
- *dim\_y*: eje y de la imagen

La función realiza la conversión a coordenadas polares y devuelve un único parámetro:

- *rodaja\_pol*: imagen resultante del cambio a coordenadas polares

**4- Calcular umbral de homogeneidad:** mediante la llamada a la función *calcular\_umbral\_homogeneidad*, cuyos parámetros de entrada son:

- *rodaja*: sinograma a corregir
- *factor*: factor de multiplicación para calcular el umbral

La función devuelve un número calculado como la desviación típica del sinograma multiplicado por el factor pasado por parámetro

**5- Crear vector de corrección:** mediante la llamada a la función *crear\_matriz\_correccion3*, cuyos parámetros de entrada son:

- *rodaja*: imagen a corregir
- *umbral*: umbral de homogeneidad
- *Nindex*: número de filas de la imagen
- *Mindex*: número de columnas de la imagen

La función crea el vector de corrección de los artefactos de anillo existentes en la imagen que se le pasa por parámetro. Su parámetro de salida es el siguiente:

- *Avector*: vector de corrección resultante

**6- Corregir imagen:** mediante la llamada a la función *corregir\_rodaja2*, cuyos parámetros de entrada son:

- *rodaja*: imagen a corregir
- *corr\_vector*: vector de corrección
- *Mindex*: número de elementos del vector de corrección

La función corrige la imagen según el vector de corrección que recibe y devuelve como parámetro:

- *rodaja\_corr*: imagen corregida

**7- Convertir a cartesianas:** mediante la llamada a la función *pasar\_a\_cartesianas*, cuyos parámetros de entrada son:



- *rodaja*: imagen en coordenadas polares
- *dim\_rho*: eje rho de la imagen
- *dim\_phi*: eje phi de la imagen

La función realiza la conversión a coordenadas cartesianas y tiene el siguiente parámetro de salida:

- *rodaja\_cart*: imagen en coordenadas cartesianas

**8- Comprimir imagen:** mediante la llamada a la función *comprimir\_imagen*, cuyos parámetros de entrada son:

- *rodaja*: imagen a comprimir
- *dim\_x*: nueva dimensión del eje x
- *dim\_y*: nueva dimensión del eje y

La función redimensiona la imagen y tiene un parámetro de salida:

- *rodaja\_comprimida*: imagen redimensionada

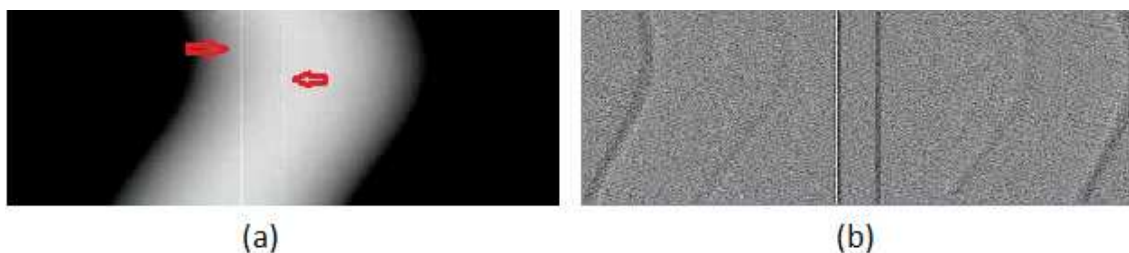
### 3.2.3 Método 3: Umbral de homogeneidad

#### 3.2.3.1 Definición

Este método recogido en la tesis *Contributions to Image Reconstruction in High-Resolution Modality Systems for Preclinical Applications* de M. Abella (Abella et al 2010) se basa en el método de coordenadas polares.

En este caso, en lugar de trabajar sobre la imagen reconstruida se va a trabajar sobre el espacio de proyecciones pero al igual que en el método 2 se realiza un procedimiento de corrección a través de un test de homogeneidad por ventanas. El procedimiento de corrección seguido es el siguiente:

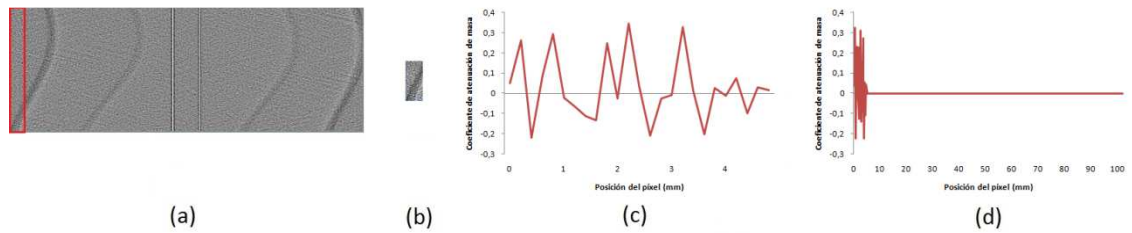
1. Se calcula la componente de alta frecuencia del sinograma restándole una versión suavizada del mismo (figura 74).



**Fig. 74:** a) Sinograma a corregir. Las flechas indican las columnas correspondientes a los artefactos de anillo. La columna de la izquierda corresponde a un artefacto de grosor dos veces el de la derecha; b) componente de alta frecuencia de dicho sinograma que resulta de restarle a la imagen de la izquierda su versión suavizada

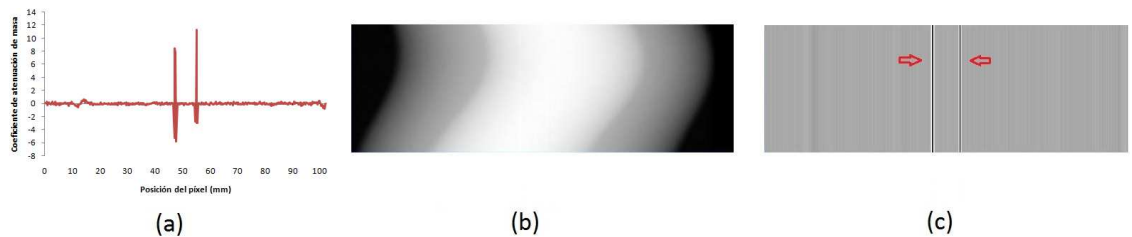
2. Se recorre la componente de alta frecuencia del sinograma en ventanas de ancho fijo  $W$ , desplazándola en pasos de un píxel (figura 75-a).

3. Para cada posición de la ventana se realiza un test de homogeneidad: si la desviación típica de cada fila contenida en la ventana está por encima de un umbral  $T$ , se considera que contendrá anillo y se guarda en una matriz de corrección (figura 75-b).
4. Se calcula un vector de corrección de  $W$  elementos tomando la mediana de las columnas de la matriz de corrección (figura 75-c). Dado que deslizamos la ventana sobre el sinograma en pasos de un píxel, cada fragmento radial podrá contener más de un factor de corrección al final del proceso. Por ello, seleccionaremos aquel que fue creado para la matriz de corrección que contenía mayor número de filas que incumplían el criterio de homogeneidad, de este modo, el vector de corrección se actualiza cuando se encuentra un candidato mejor para una de sus posiciones.



**Fig. 75: a) Ventana que recorre la componente de alta frecuencia del sinograma a corregir; b) matriz de corrección obtenida de la posición actual de la ventana; c) vector de corrección calculado a partir de la matriz anterior; d) contribución del vector de corrección anterior al vector de corrección final**

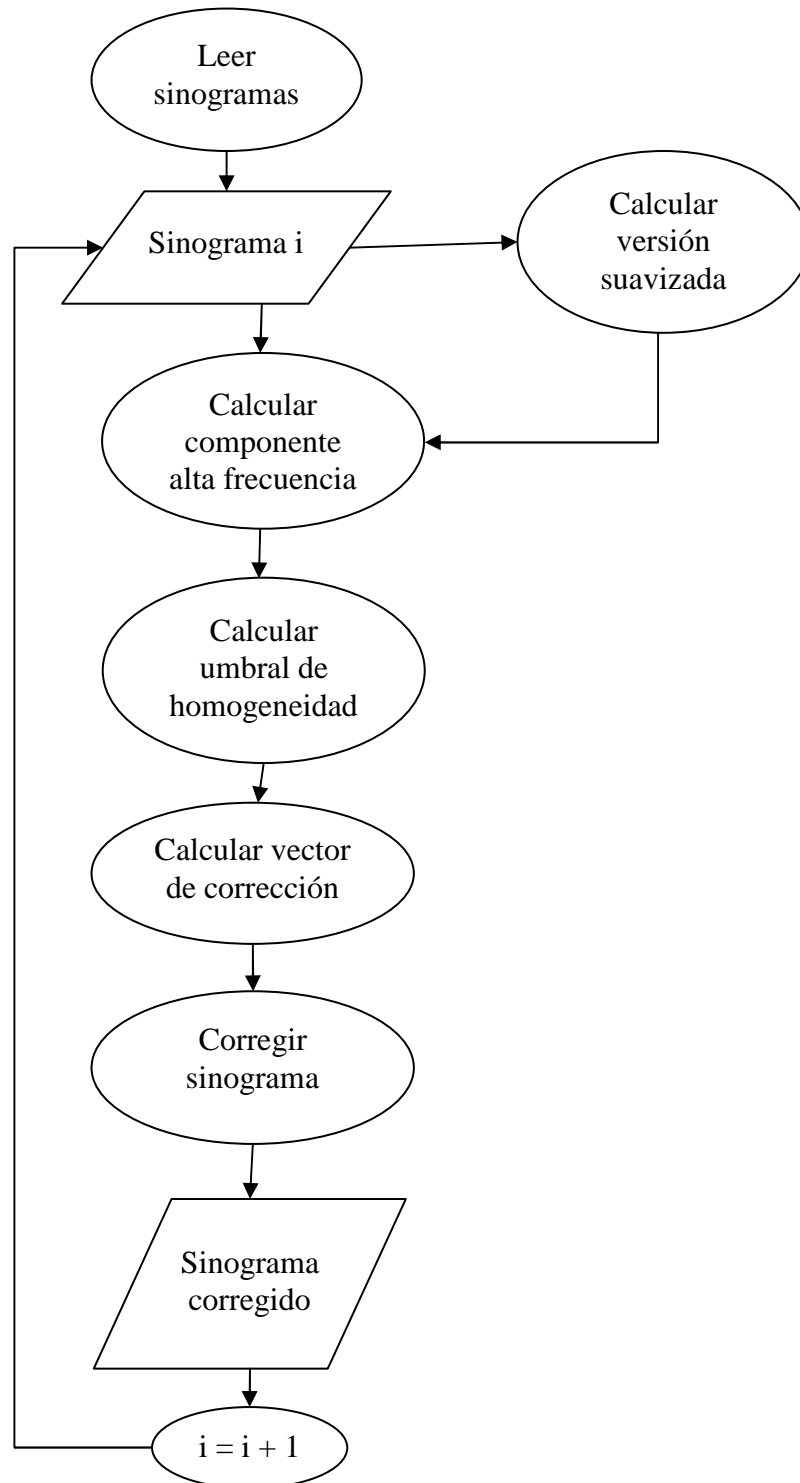
5. Una vez que tenemos el vector de corrección completo tras recorrer todo el sinograma (figura 76-a), se lo restamos a cada una de las filas del sinograma y obtenemos el sinograma corregido (figura 76-b).



**Fig. 76: a) Vector de corrección completo tras recorrer en ventanas de ancho fijo la componente de alta frecuencia del sinograma; b) sinograma corregido; c) diferencia entre el sinograma original (figura 74-a) y el corregido, donde las flechas indican las columnas correspondientes a los artefactos corregidos**

### 3.2.3.2 Implementación

El diagrama de flujo correspondiente al funcionamiento de este método es el mostrado en la figura 77.



**Fig. 77: Diagrama de flujo del funcionamiento del método 3**

El diagrama de flujo indica el funcionamiento del código correspondiente a la corrección de un sinograma. El método itera para cada uno de los sinogramas contenidos en el estudio a corregir. El código que se ejecuta en cada una de las partes es el siguiente:

**1- Leer sinogramas:** misma función que la utilizada en el método 1.

**2- Calcular versión suavizada:** mediante la llamada a la función *calcular\_rodaja\_suavizada*, que recibe los siguientes parámetros:

*rodaja*: sinograma a corregir

*dim*: número de filas del sinograma

*orden*: ancho de ventana de suavizado

La función devuelve la versión suavizada del sinograma pasado por parámetro.

**3- Calcular componente de alta frecuencia:** mediante la llamada a la función *calcular\_componente\_alta\_frecuencia*, que recibe los siguientes parámetros:

*rodaja1*: sinograma a corregir

*rodaja2*: versión suavizada del sinograma a corregir

La función devuelve la resta del sinograma y su versión suavizada.

**4- Calcular umbral de homogeneidad:** mediante la llamada a la función *calcular\_umbral\_homogeneidad*, cuyos parámetros de entrada son:

*rodaja*: sinograma a corregir

*factor*: factor de multiplicación para calcular el umbral

La función devuelve un número calculado como la desviación típica del sinograma multiplicado por el factor pasado por parámetro

**5- Calcular vector de corrección:** mediante la llamada a la función *calcular\_matriz\_correccion2*, cuyos parámetros de entrada son:

*rodaja*: sinograma a corregir

*umbral*: umbral de homogeneidad

*Nindex*: número de filas del sinograma

*Mindex*: número de columnas del sinograma

La función devuelve el parámetro

*Avector*: vector de corrección resultante

**6- Corregir sinograma:** mediante la función *corregir\_rodaja* cuyos parámetros de entrada son los siguientes:

*rodaja*: sinograma a corregir

*corr\_vector*: vector de corrección

*Mindex*: número de elementos del vector de corrección

*dim\_x*: número de columnas del sinograma

*dim\_proy*: número de filas del sinograma

La función corrige el sinograma pasado por parámetro restando a cada fila del mismo el vector de corrección.

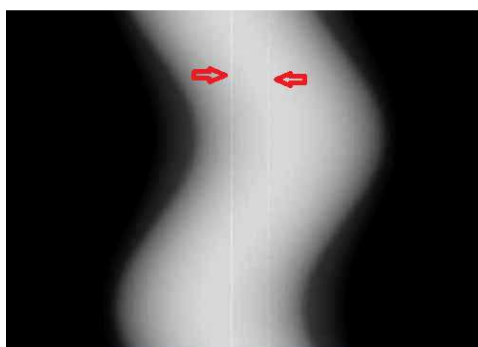
Su único parámetro de salida el sinograma corregido *rodaja\_corr*.

### 3.2.4 Método 4: media

#### 3.2.4.1 Definición

Este método de corrección se encuentra detallado en el artículo *Ring artifact reduction* de M. Rivers (Rivers et al 1998).

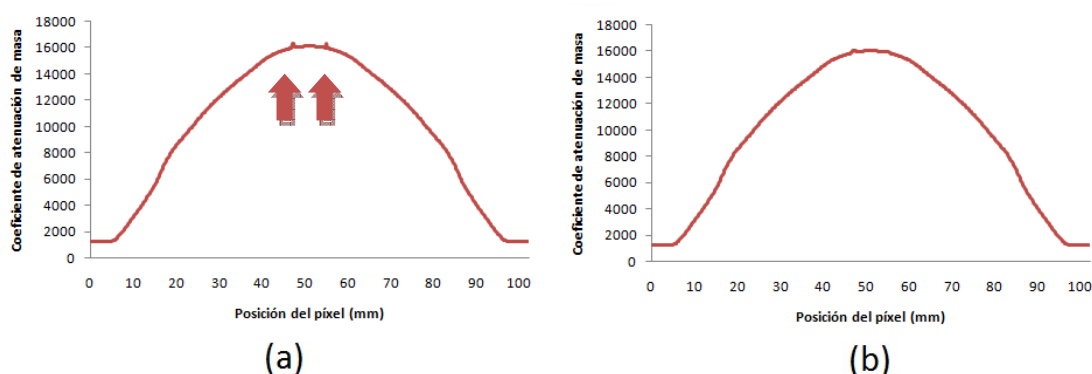
Al igual que en el método anterior el procedimiento de corrección se basaba en un filtro de mediana, en este artículo se propone un procedimiento de corrección mediante una máscara de media.



**Fig. 78:** Sinograma a corregir. Las flechas indican las columnas correspondientes a los artefactos de anillo. La columna de la izquierda corresponde a un artefacto de grosor de dos píxeles mientras que la de la derecha corresponde a un artefacto de grosor de un píxel

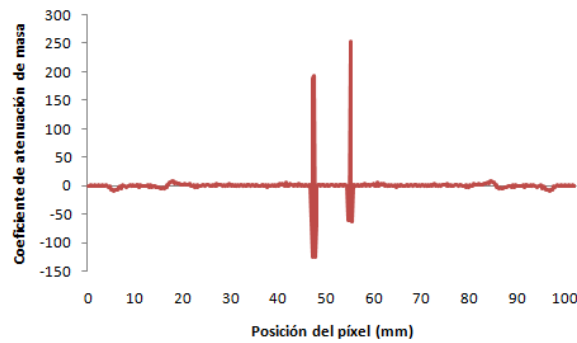
Los pasos seguidos en este método son los siguientes:

1. Para cada sinograma (figura 78), se calcula la media de las columnas. El vector resultante se compone por unos valores más bajos de amplitud debido a los objetos contenidos en el sinograma y unos picos de mayor amplitud debidos a los anillos presentes (figura 79-a).



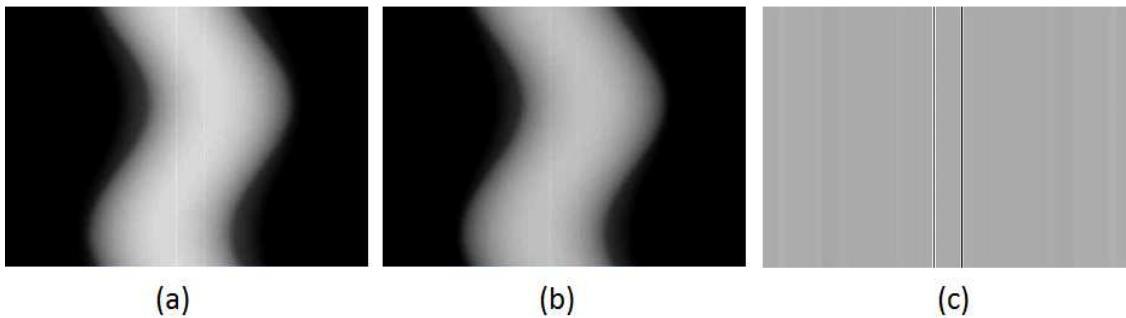
**Fig. 79:** a) Vector media de las filas del sinograma de la figura 78, donde las flechas señalan los picos debidos a los artefactos de anillo; b) versión suavizada del vector media anterior

2. Se calcula la amplitud de los picos correspondientes a los artefactos de anillo (figura 80) restando al vector de media calculado en el paso anterior una versión paso bajo de dicha media (figura 79-b).



**Fig. 80:** Diferencia entre el vector de media suavizado y sin suavizar representados en la figura 79. Se pueden apreciar los dos picos correspondientes al artefacto de anillo.

3. El resultado del paso anterior se resta de cada una de las filas del sinograma de modo que obtenemos una reducción del número de franjas verticales debidas a los artefactos de anillo. En la figura 81 se muestra el sinograma original, el corregido y la diferencia entre el corregido y el original donde se aprecia la reducción de franjas verticales.

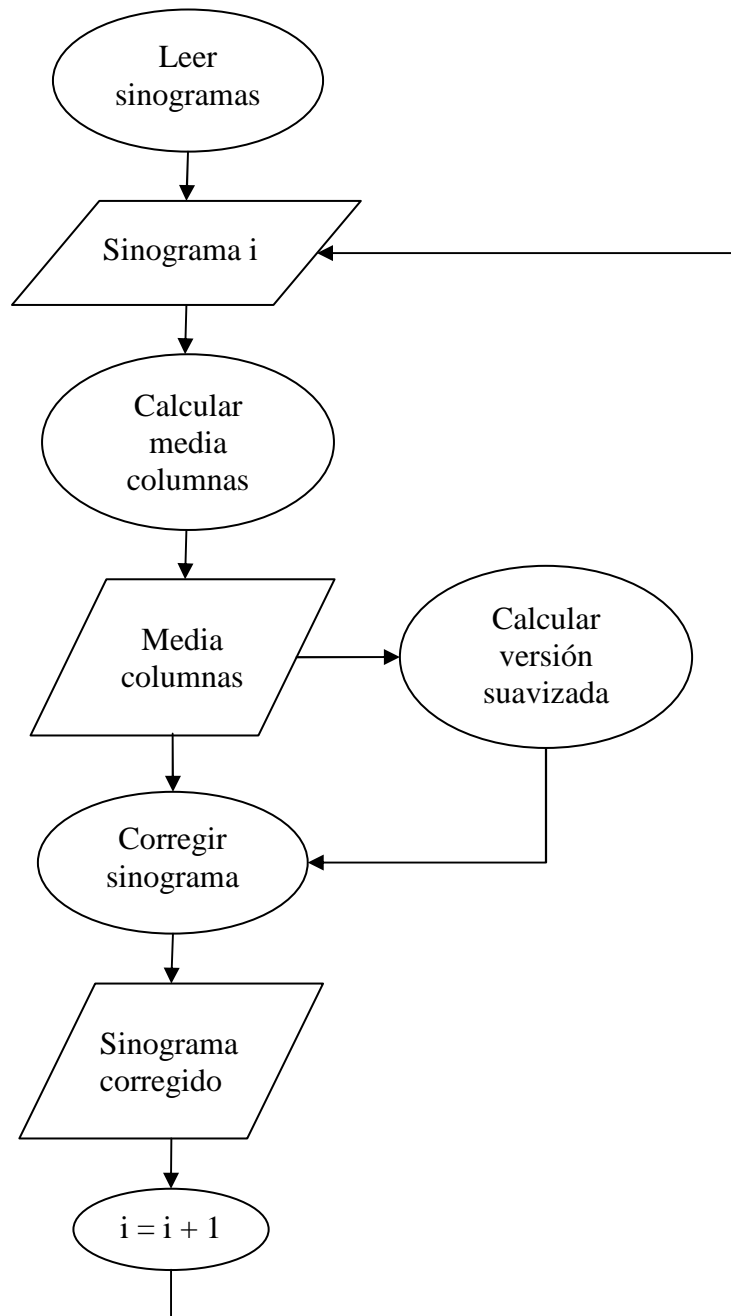


**Fig. 81:** a) Sinograma original; b) sinograma corregido donde las líneas correspondientes a los artefactos de anillo se han atenuado aunque siguen siendo visibles; c) franjas verticales correspondientes a la diferencia entre el sinograma original y el corregido

Este proceso se repite sobre cada sinograma hasta completar el volumen de proyecciones.

### 3.2.4.2 Implementación

Este método se ha implementado siguiendo el diagrama de flujo representado en la figura 82.



**Fig. 82: Diagrama de flujo del método 1 donde los círculos se corresponden con módulos y los paralelogramos con objetos generados**

El diagrama de flujo indica el funcionamiento del código correspondiente a la corrección de un sinograma. El método itera para cada uno de los sinogramas contenidos en el estudio a corregir. A continuación se describe el funcionamiento de los diferentes módulos, los parámetros de entrada y el retorno de cada uno de ellos.

**1- Leer sinogramas:** misma función que la utilizada en el método 3.

**2- Calcular media columnas:** mediante la llamada a la función *calcular\_media\_columnas*. Recibe los siguientes parámetros de entrada:

- *rodaja*: sinograma a corregir

La función devuelve el siguiente parámetro:

- *AverageRow*: vector con la media de las columnas del sinograma pasado por parámetro.

**3- Calcular versión paso bajo:** a través de la función *calcular\_versión\_suavizada*, que recibe los siguientes parámetros:

- *fila*: vector a suavizar
- *nivel*: ancho de la ventana de suavizado

La función devuelve el siguiente parámetro:

- *correction*: versión paso bajo del vector pasado por parámetro

**4- Corregir sinograma:** mediante la llamada a la función *corregir\_sinograma\_Rivers*. Esta función recibe los siguientes parámetros de entrada:

- *rodaja\_a\_corregir*: sinograma a corregir
- *vector\_correccion*: vector de corrección
- *Mindex*: número total de filas del sinograma

La función resta a cada fila del sinograma el vector de corrección y devuelve el siguiente parámetro:

- *filt\_rodaja*: sinograma corregido

### 3.2.5 Método 5: filtrado en frecuencia

#### 3.2.5.1 Definición

Este método está basado en el artículo *Numerical removal of ring artifacts in microtomography* de C. Raven (Raven et al 1998).

El procedimiento propuesto en este artículo consiste en la corrección de los anillos aplicando un filtrado paso bajo a cada sinograma en el dominio de la frecuencia (figura 83).

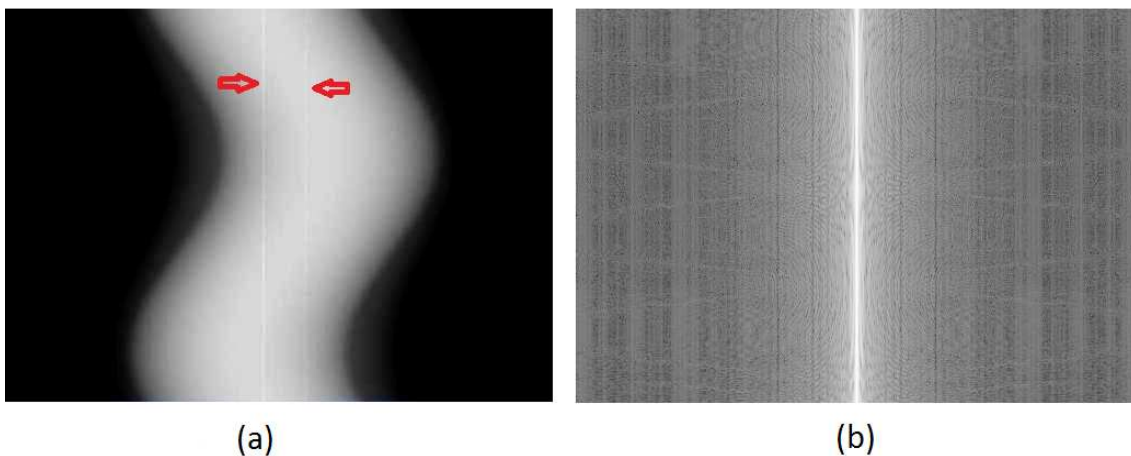


Fig. 83: a) Sinograma a corregir. Las flechas indican las columnas correspondientes a los artefactos de anillo. La columna de la izquierda corresponde a un artefacto de grosor dos veces el de la derecha; b) transformada de Fourier 1D del sinograma anterior



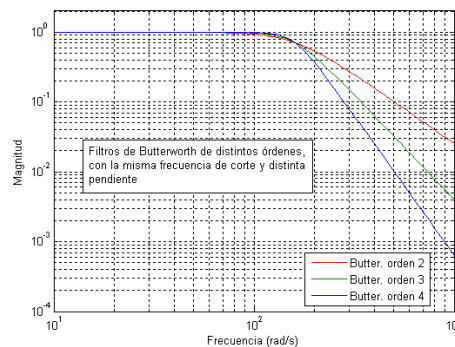
El método se basa en el hecho de que si trabajamos en el dominio de la frecuencia y cada detector defectuoso afecta a una columna del sinograma, dicha columna adquirirá un elevado valor en frecuencia. Haciendo uso a continuación de un filtro paso bajo podemos suprimir las altas frecuencias introducidas por los anillos, de forma que al volver al dominio espacial mediante la transformada inversa, obtendremos el sinograma corregido.

El filtro empleado para eliminar las altas frecuencias originadas por los artefactos de anillo es un filtro Butterworth paso bajo. La expresión analítica del filtro es la siguiente:

$$H(j\omega) = \frac{1}{\sqrt{1 + \left(\frac{\omega}{\omega_c}\right)^{2n}}} \quad (3.8)$$

siendo  $\omega_c$  la frecuencia de corte y  $n$  el orden del filtro.

Al tener una respuesta plana en la banda de paso, no introduce distorsión en la imagen, y dado que queremos una pendiente de caída abrupta para no filtrar frecuencias no asociadas a los artefactos de anillo (bordes de la imagen), emplearemos un orden de filtro suficientemente alto (figura 84). Se ha probado con diferentes órdenes y finalmente obteniendo una pendiente de filtro satisfactoria para un valor de orden 20.



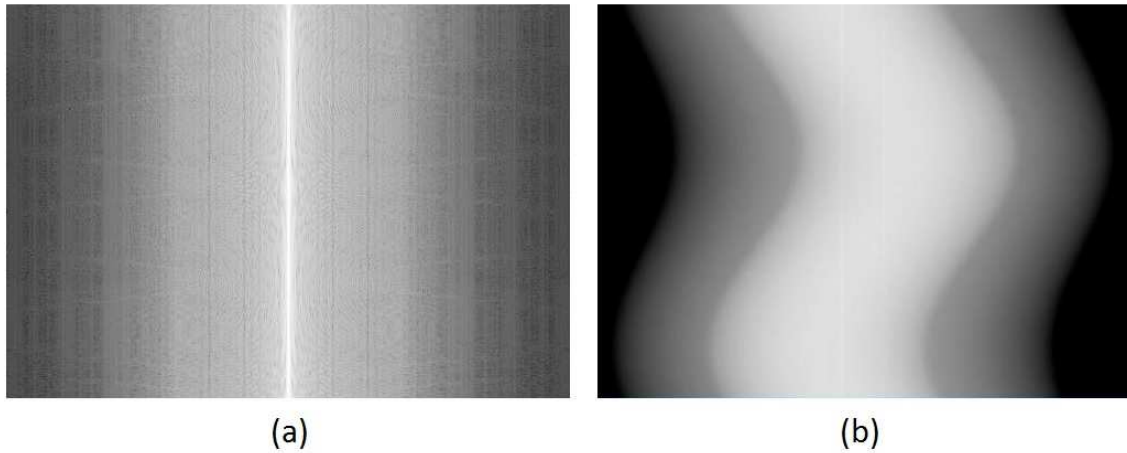
**Fig. 84:** Respuesta de un filtro Butterworth ideal con distinto orden (2, 3 y 4) y frecuencia de corte de 100 rad/s. Es posible apreciar el comportamiento de un filtro de Butterworth. Se observa cómo al subir el orden del filtro la pendiente se hace más abrupta.

La figura 85 muestra el filtro 1D utilizado en el dominio de la frecuencia y representado sólo la parte positiva y su réplica a  $2\pi$ , en realidad el filtro es simétrico respecto a cero.



**Fig. 85:** Filtro Butterworth empleado en el dominio de la frecuencia. Tiene una componente en el origen y la réplica situada en  $2\pi$ . La frecuencia de corte de dicho filtro es de  $0.53\pi$  rad

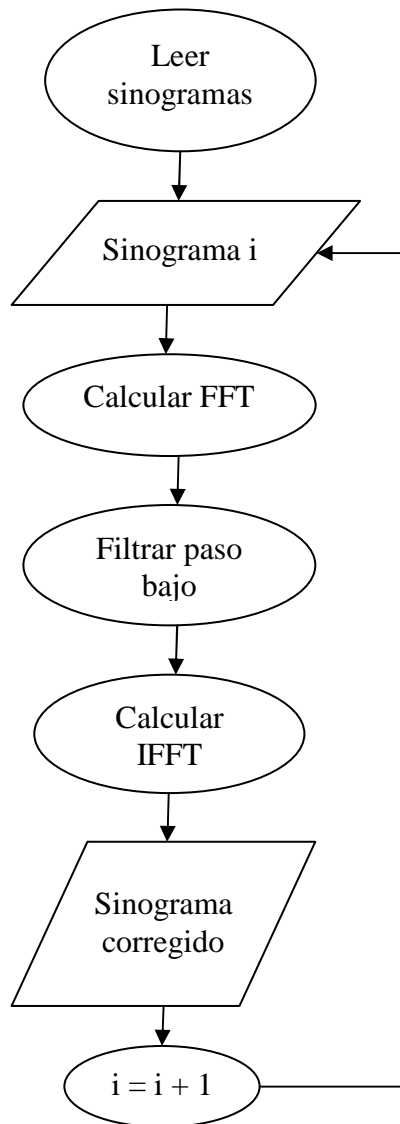
En la figura 86 se muestran la transformada de Fourier filtrada del sinograma de la figura 83-a y el sinograma corregido.



**Fig. 86: a) Transformada de Fourier filtrada del sinograma; b) sinograma corregido**

### **3.2.5.2 Implementación**

Para la implementación de este método se han dividido las etapas en los módulos mostrados en el diagrama de flujo de la figura 87.



**Fig. 87: Diagrama de flujo del funcionamiento del método 2**

El diagrama de flujo indica el funcionamiento del código correspondiente a la corrección de un sinograma. El método itera para cada uno de los sinogramas contenidos en el estudio a corregir. Los módulos principales son los siguientes.

**1- Leer sinogramas:** misma función que la utilizada en el método 3.

**2- Calcular FFT:** misma función que la empleada en el método 1.

**3- Filtrar paso bajo:** misma función que la empleada en el método 1.

**4- Calcular IFFT:** mediante la llamada a la función *calcular\_IFFT*. Esta función recibe el parámetro:

· *rodaja*: sinograma en el dominio de la

Devuelve el sinograma en el dominio espacial tras haber realizado la Transformada inversa de Fourier.

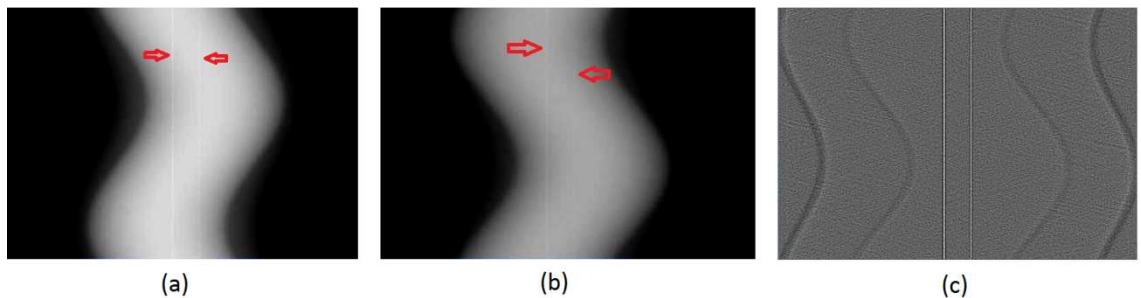
### 3.2.6 Método 6: filtrado en espacio

#### 3.2.6.1 Definición

Este método se basa en el filtrado de mediana de los sinogramas de la imagen para la obtención de la corrección del artefacto de anillo. El filtrado se realiza en el dominio espacial.

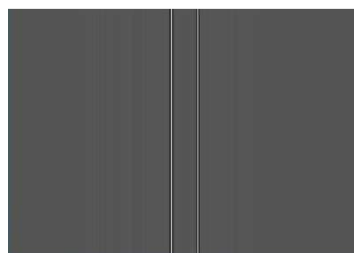
El procedimiento de corrección que se aplica a cada sinograma es el siguiente:

1. Se calcula la componente de alta frecuencia del sinograma restándole una versión suavizada del mismo (figura 78).



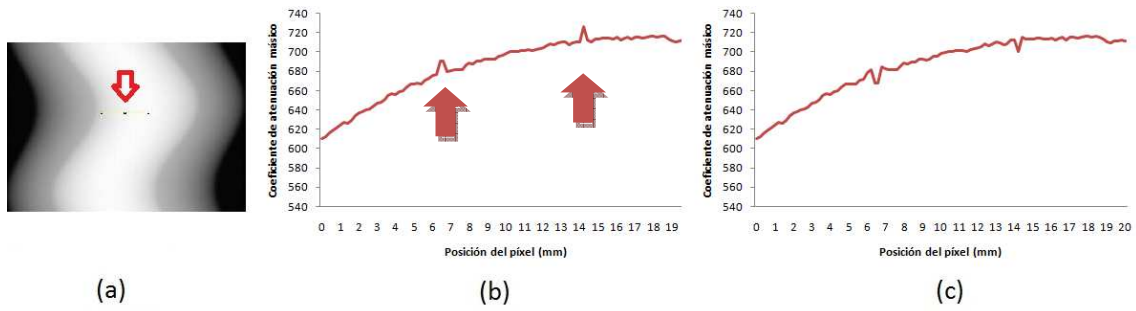
**Fig. 88:** a) Sinograma a corregir. Las flechas rojas indican las columnas correspondientes a los artefactos de anillo. La columna de la izquierda corresponde a un artefacto de grosor dos veces el de la derecha; b) versión suavizada del sinograma anterior donde las flechas rojas indican también en esta ocasión las columnas afectadas por los artefactos de anillo; c) componente de alta frecuencia

2. Se calcula la mediana por columnas de la imagen obtenida en el paso anterior y se crea una nueva imagen replicando el vector obtenido en tantas filas como tiene el sinograma original, obteniendo una nueva imagen de corrección (figura 89).



**Fig. 89:** Imagen de corrección resultante de calcular la mediana por columnas de la imagen de la figura 88-c

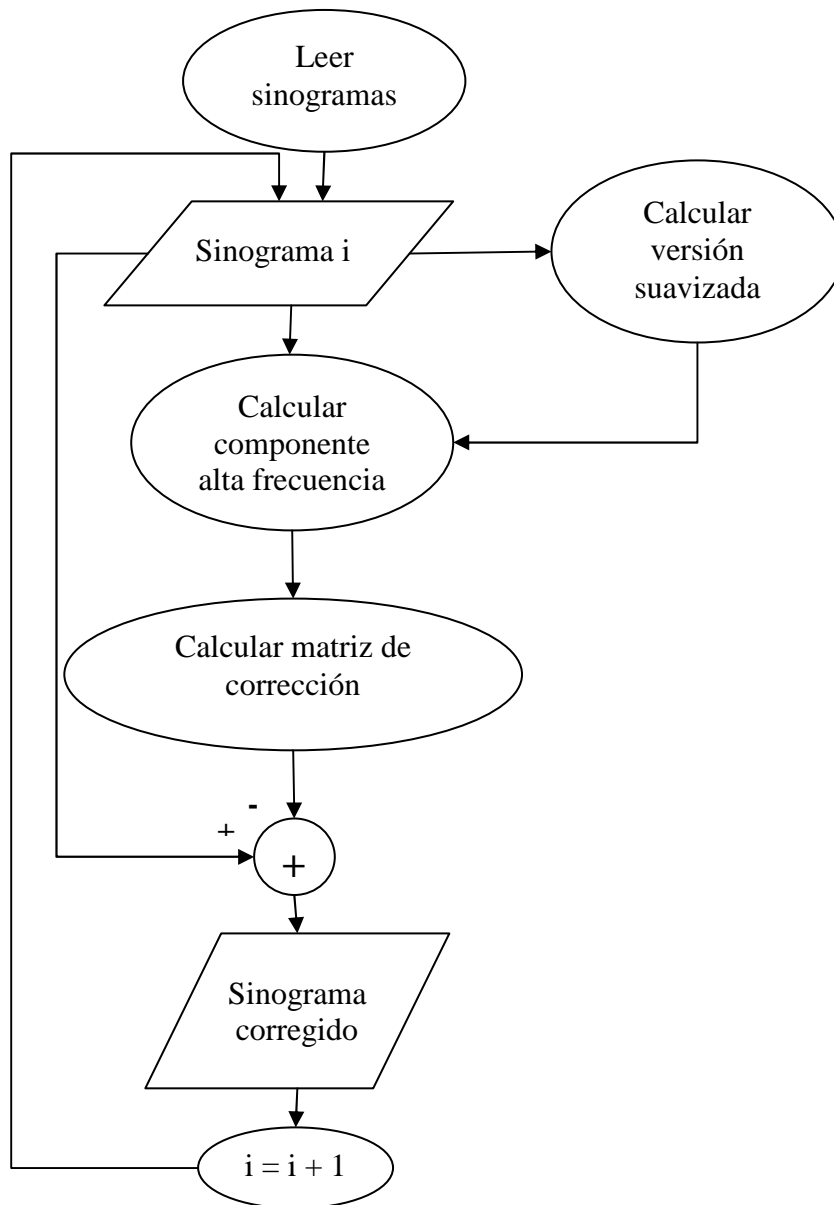
3. Se resta a la imagen calculada en el paso 2 al sinograma original, reduciendo así las líneas verticales originadas por los artefactos de anillo que contenía (figura 90).



**Fig. 90: a) Línea sobre la que se ha realizado el perfil de las figuras siguientes; b) perfil del sinograma anterior donde se pueden apreciar los dos picos correspondientes a los dos artefactos de anillo; c) perfil del sinograma corregido con este método**

### 3.2.4.2 Implementación

En la figura 91 se muestra el diagrama de flujo correspondiente al funcionamiento de este método de corrección.



**Fig. 91: Diagrama de flujo del funcionamiento del método 4**

El diagrama de flujo indica el funcionamiento del código correspondiente a la corrección de un sinograma. El método itera para cada uno de los sinogramas contenidos en el estudio a corregir. El código que se ejecuta en cada una de las partes es el siguiente:

- 1- Leer sinogramas:** misma función que la utilizada en el método 3.
- 2- Calcular versión suavizada:** misma función que la utilizada en el método 3.
- 3- Calcular la componente alta frecuencia:** misma función que la utilizada en el método 3.
- 4- Calcular matriz de corrección:** mediante la llamada a la función *calcular\_matriz\_corrección*, cuyos parámetros de entrada son:

*rodaja*: sinograma a corregir  
*dimx*: número de columnas del sinograma  
*dim\_proy*: número de filas del sinograma

La función crea una matriz de corrección de las mismas dimensiones del sinograma y la devuelve como parámetro de salida.

### 3.3 Evaluación de métodos

#### 3.3.1 Evaluación sobre un maniquí de simulación

En primer lugar, se ha simulado un maniquí de un tamaño de 512 píxeles por 512 píxeles con un tamaño de píxel de 0.2 mm formado por estructuras distintos valores de coeficientes de atenuación simulando tejidos que se encuentran en la realidad de distinta  $\mu$  (tabla 3).

Sobre este maniquí se han introducido anillos concéntricos.

Valor del coeficiente de atenuación de masa	Tejido real equivalente	Diámetro
0.52	Agua	400 píxeles
2.30	Hueso	65 píxeles
0.69	Tejido blando	200 píxeles

Tabla 3: Coeficientes de atenuación de las estructuras introducidas en el maniquí simulado

El número de fotones que se ha simulado es de  $10^{30}$ , lo que proporciona un nivel de ruido lo suficientemente bajo como para poder diferenciar los anillos que se simulan sobre la imagen.

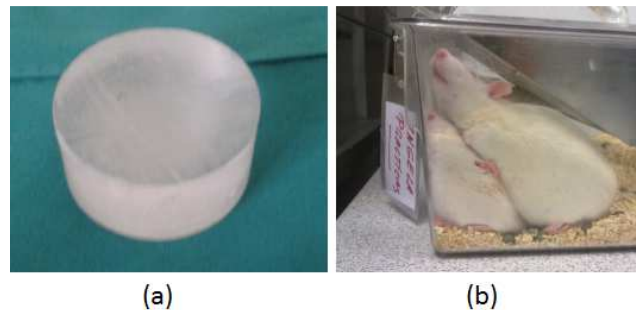
Sobre dicho maniquí se han evaluado por un lado los perfiles tras la corrección del mismo con los distintos métodos, y por otro lado el RMSE (Root Mean Square Error) de cada una de las imágenes corregidas. El valor del RMSE para un conjunto de  $N$  valores  $\{x_0, x_1, \dots, x_{N-1}\}$  viene dado por la siguiente ecuación:

$$RMSE = \sqrt{\sum_{i=0}^{N-1} (x_{original} - x_{corregido})^2} \quad (3.9)$$

El RMSE representa las diferencias existentes entre la imagen original y corregida, de forma que cuanto menor sea este valor menos modificación sufren las estructuras contenidas en la imagen a corregir.

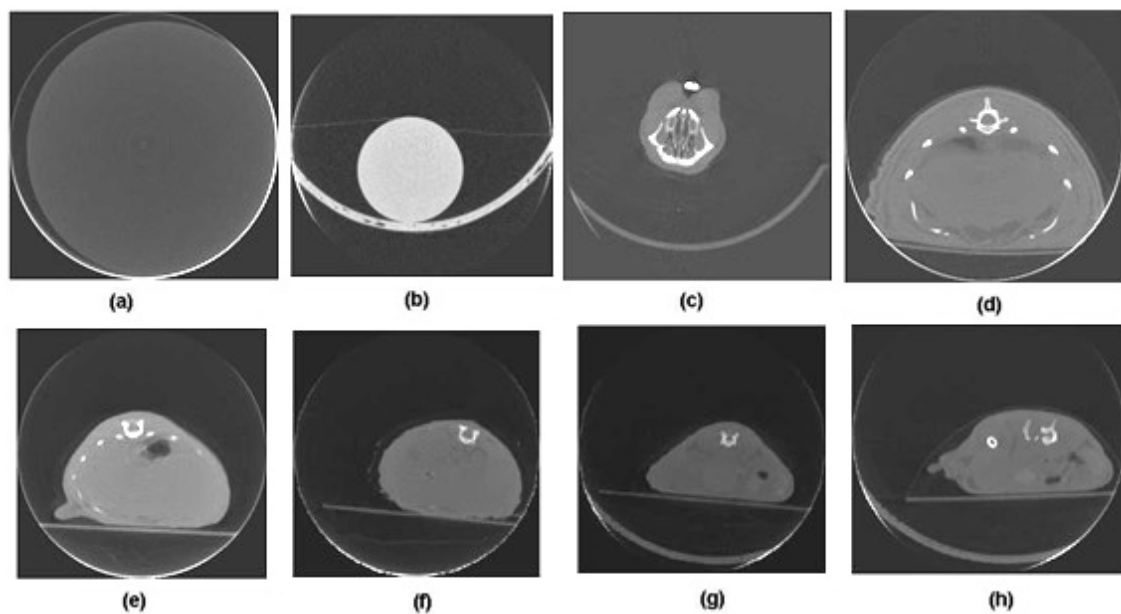
### 3.3.2 Evaluación sobre estudios reales

Se ha evaluado la eficacia de los seis métodos descritos en el capítulo 3 sobre ocho estudios tomados con el tomógrafo del laboratorio (figura 92). De los ocho estudios dos son de cilindro homogéneo, dos de rata y cuatro de ratón.



**Fig. 92:** Fotografías de cilindro homogéneo (a) y ratas adultas de laboratorio para investigación (b)

En la figura 93 se muestra un corte axial de cada estudio utilizado en la evaluación.



**Fig. 93:** Imágenes de los estudios CT utilizados para evaluar los métodos de corrección de artefacto de anillo. Se dividen en imágenes de maniqués cilíndricos (a, b), estudios de rata (c, d), y estudios de ratón (e, f, g, h)

Los métodos implementados se han evaluado cualitativamente mediante inspección visual. En este caso no se dispone de imagen original como en el caso de la simulación, hecho midiendo el factor de corrección sobre perfiles trazados en zonas homogéneas en dirección radial en cada uno de los estudios. La varianza en estos perfiles estará explicada por el ruido y los anillos presentes en la imagen.



Se va a calcular la cantidad de reducción de los artefactos de anillo (factor de corrección,  $F_c$ ) sobre el perfil trazado en una imagen de la siguiente manera:

$$F_c(\%) = \frac{\sigma_a - \sigma_c}{\sigma_a} \quad (3.10)$$

siendo  $\sigma_a$  la desviación típica de los valores del perfil sobre la imagen con artefactos de anillo y  $\sigma_c$  la desviación típica de los valores del perfil sobre la imagen corregida (Abella et al 2010).



## **Resultados**

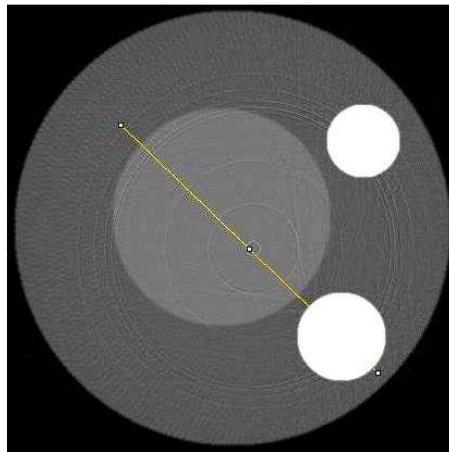


## 4. RESULTADOS

En este capítulo se presentan los resultados sobre imágenes simuladas y estudios reales de TAC.

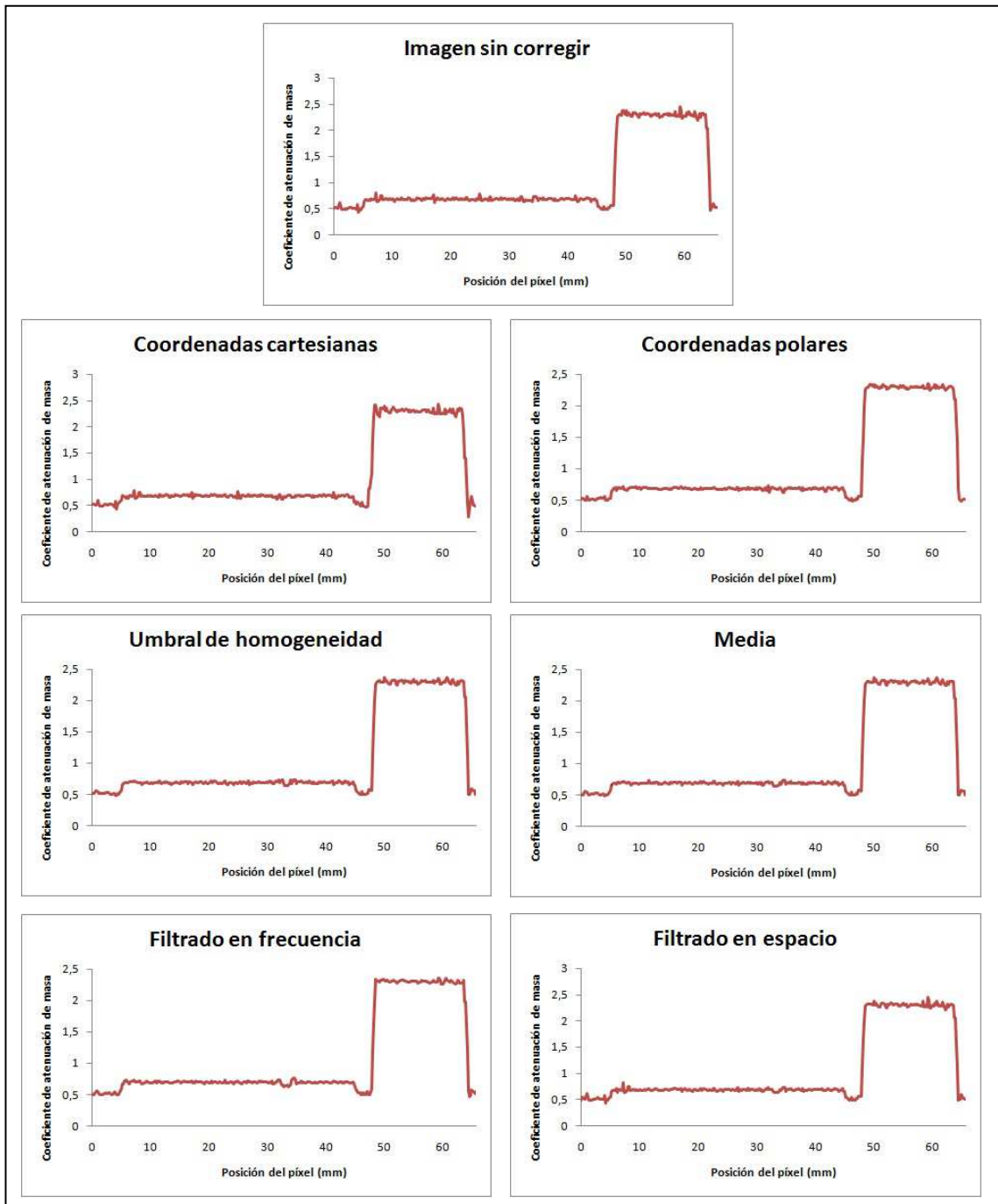
### 4.1 Resultados en simulación

El perfil evaluado sobre el maniquí es el mostrado en la figura 94.



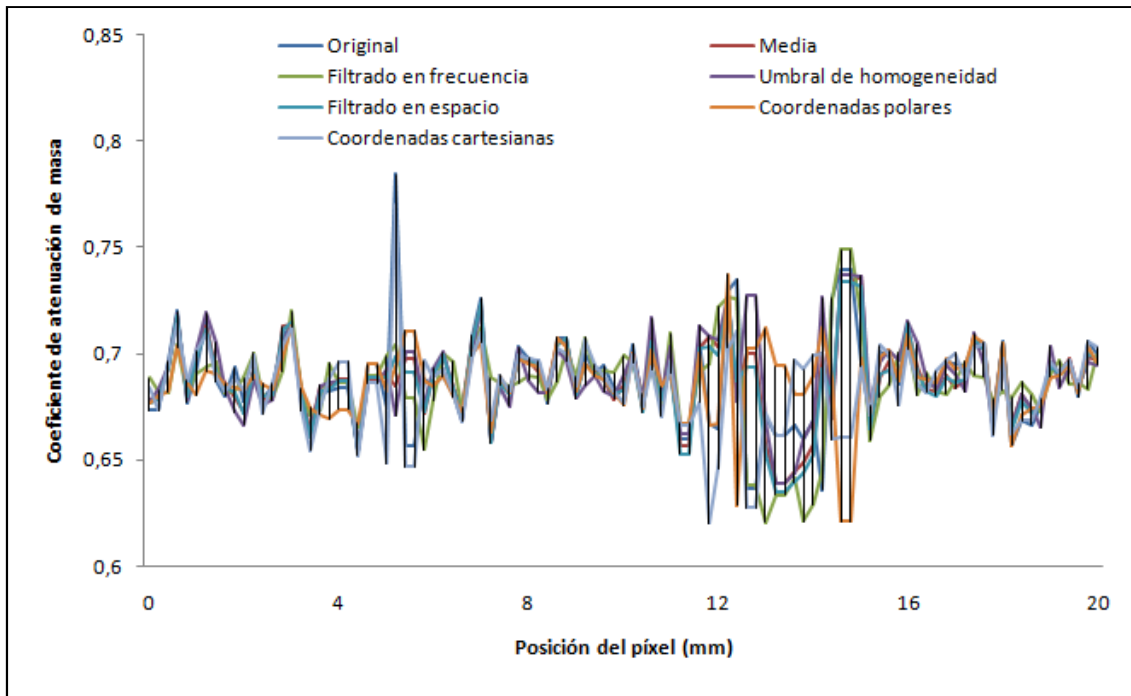
**Fig. 94: Maniquí con anillos completos y perfil sobre el que se va a evaluar la corrección de los mismos**

Los resultados obtenidos para cada uno de los métodos de corrección sobre dicho perfil son los siguientes (figura 95):



**Fig. 95: Resultados de corregir el maniquí de la figura 92**

En la figura 96 se muestra una gráfica con el perfil comprendido entre los píxeles 100 y 200 de la figura 95 corregido por todos los métodos evaluados.



**Fig. 96:** Perfil comprendido entre los píxeles 100 y 200 de la figura 93 corregido por todos los métodos

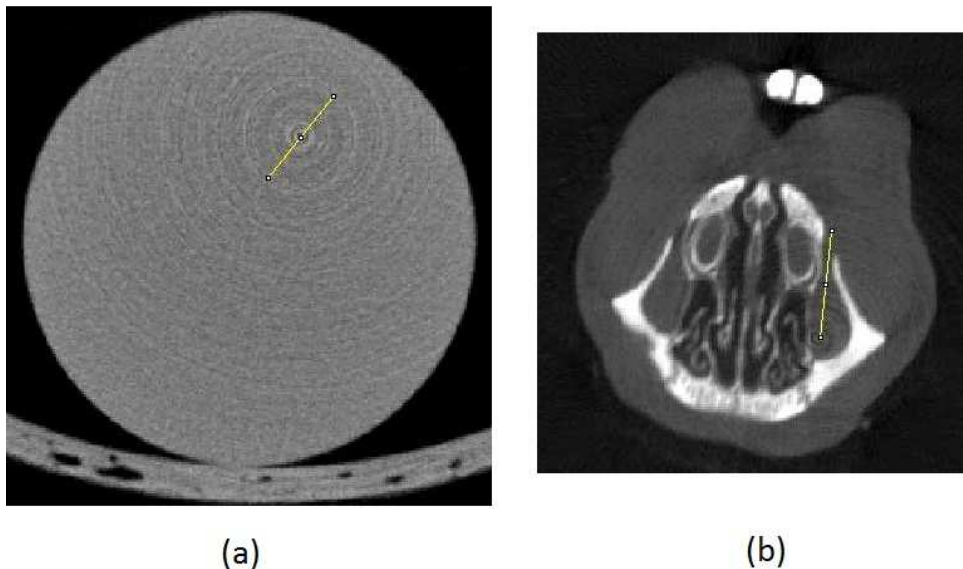
Los valores de RMSE obtenidos para el caso de corrección del maniquí simulado con anillos vienen recogidos en la tabla 4.

Método de corrección	RMSE
Coordenadas cartesianas	19.47
Coordenadas polares	24.92
Umbral de homogeneidad	13.04
Media	12.97
Filtrado en frecuencia	13.79
Filtrado en espacio	4.70

**Tabla 4:** Valores de RMSE en la corrección del maniquí con anillos

## 4.2 Resultados en estudios tomográficos reales

Se van a presentar los resultados globales de corregir los ocho estudios con cada método y los resultados específicos para dos de ellos. Los dos estudios elegidos para presentar los resultados específicos son uno de maniquí homogéneo y uno de rata. El primero se ha elegido ya que no tiene artefactos internos (como pueden ser huesos), por lo que se puede visualizar mejor la reducción de artefactos de anillo sobre una imagen homogénea. El segundo se ha elegido debido a que es el que más artefactos internos presenta de los ocho estudios, por lo que sirve para comprobar que además de corregir los artefactos de anillo se preserven dichas estructuras. Sobre estas imágenes vamos a evaluar el perfil mostrado en la figura 97. Ambos perfiles se han trazado sobre zonas homogéneas de la imagen. En el caso del cilindro homogéneo, el perfil se ha efectuado de forma que el segmento atraviere el iso-centro de la imagen, mientras que en el caso de la rata, se ha buscado además que esté rodeado por zonas donde haya estructuras de distinta densidad.



**Fig. 97:** Cortes sobre las imágenes de rata (a) y cilindro (b) sobre las que vamos a estudiar los perfiles

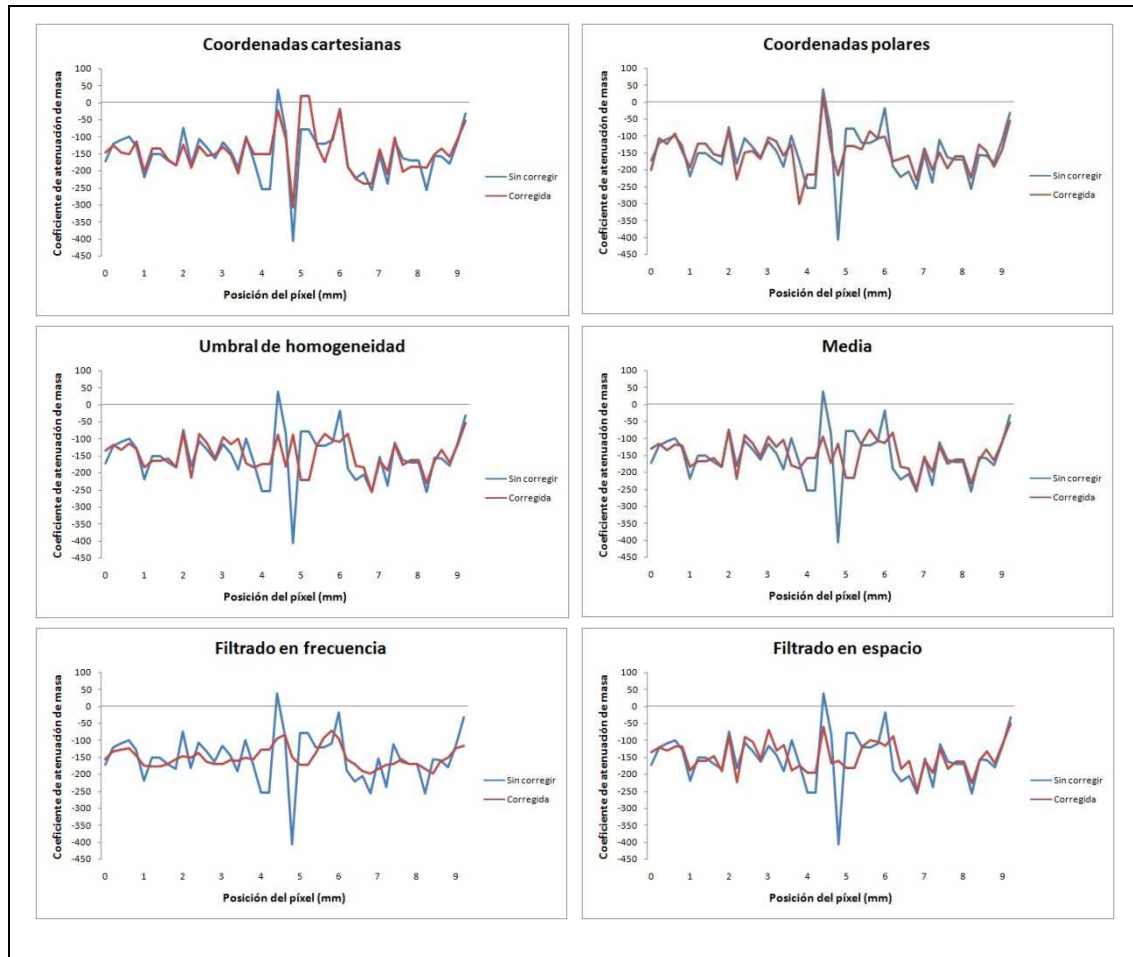
A continuación se va a detallar en qué consiste el estudio del perfil realizado.

Vamos a presentar un total de seis gráficas para el caso del corte axial de cilindro y de rata mostrados en la figura 97. En cada una de estas gráficas se van a representar los valores de cada uno de los píxeles del corte cuyo perfil estudiamos, tanto de la imagen sin corregir como de la imagen corregida.



#### 4.2.1 Resultados sobre la imagen del maniquí cilíndrico uniforme

Los resultados obtenidos para cada uno de los métodos de corrección sobre el perfil mostrado en la figura 97-a son los siguientes (figura 98):



**Fig. 98: Perfil corregido del maniquí cilíndrico con cada uno de los métodos**

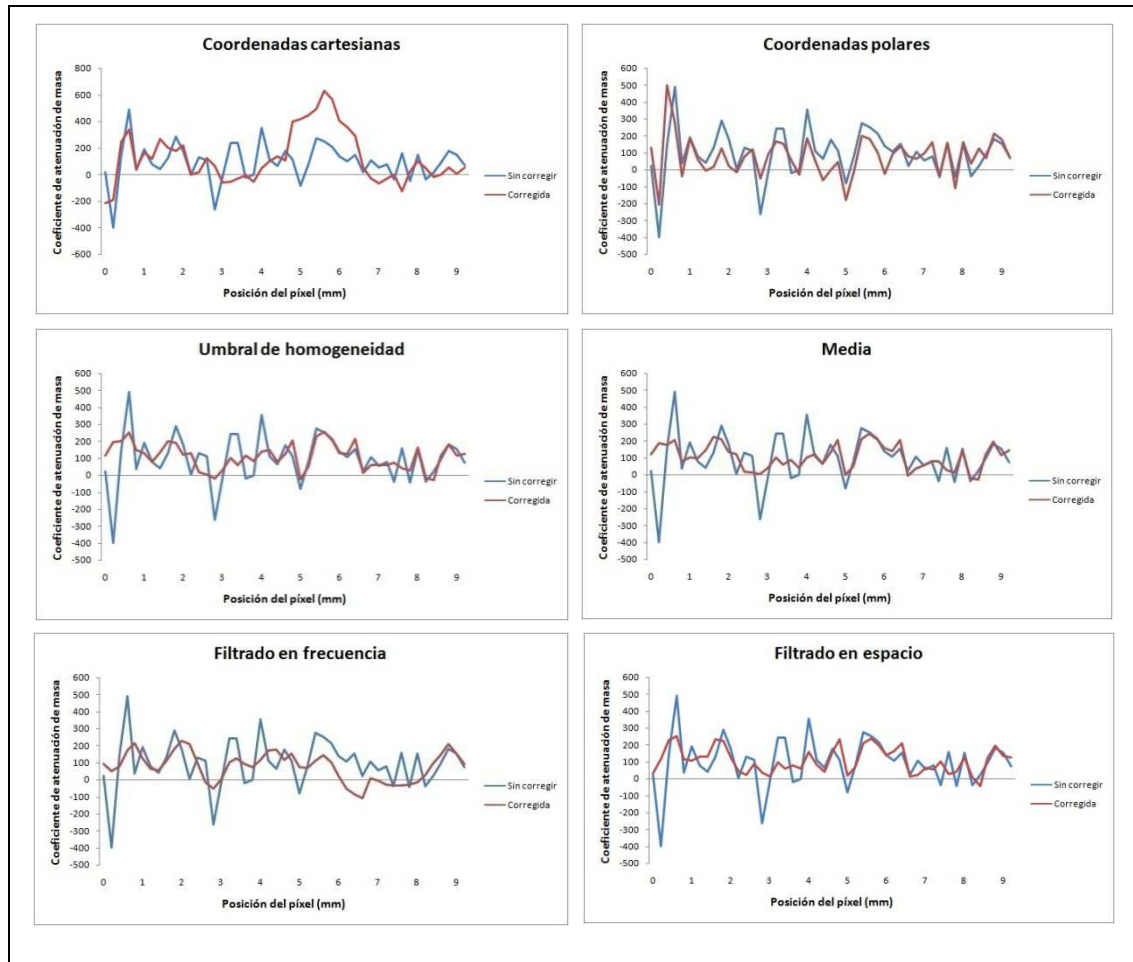
El factor de corrección de aplicar los métodos de corrección sobre este perfil es el mostrado en la tabla 5:

Método empleado	$F_c$ (%)
Coordenadas cartesianas	13,67%
Coordenadas polares	28,01%
Umbral de homogeneidad	36,49%
Media	38,16%
Filtrado en frecuencia	29,58%
Filtrado en espacio	39,18%

**Tabla 5: Factor de corrección resultante sobre la imagen corregida del estudio de maniquí cilíndrico uniforme**

## 4.2.2 Resultados sobre la imagen de rata

Los resultados obtenidos para cada uno de los métodos de corrección sobre el perfil mostrado en la figura 97-b son los siguientes (figura 99):



**Fig. 99:** Perfil corregido del estudio de rata con cada uno de los métodos

El factor de corrección de aplicar los métodos de corrección sobre este perfil es el mostrado en la tabla 6:

Método empleado	F <sub>c</sub> (%)
Coordenadas cartesianas	35,62%
Coordenadas polares	17,72%
Umbral de homogeneidad	46,69%
Media	47,74%
Filtrado en frecuencia	21,34%
Filtrado en espacio	47,44%

**Tabla 6:** Factor de corrección resultante sobre la imagen corregida del estudio de rata

### 4.2.3 Factor de corrección resultante y tiempos de ejecución

Al ejecutar los seis métodos sobre los ocho estudios tomográficos mostrados en la figura 93, hemos obtenido los siguientes resultados (tabla 7).

<b>Método empleado</b>	<b>F<sub>c</sub> (media ± varianza)</b>	<b>Tiempo medio de ejecución</b>
Coordenadas cartesianas	15.54% ± 9.43%	25.3 min
Coordenadas polares	27.34% ± 6.21%	48.5 min
Umbral de homogeneidad	31.17% ± 10.66%	131.8 min
Media	30.57% ± 12.07%	7.2 min
Filtrado en frecuencia	21.02% ± 10.59 %	18.2 min
Filtrado en espacio	32.96% ± 10.29%	9.8 min

**Tabla 7: Factor de corrección total y tiempo medio de ejecución de ejecución**

El tiempo de ejecución se ha calculado para los estudios cuyas dimensiones son de 512x512 píxeles con 360 proyecciones.

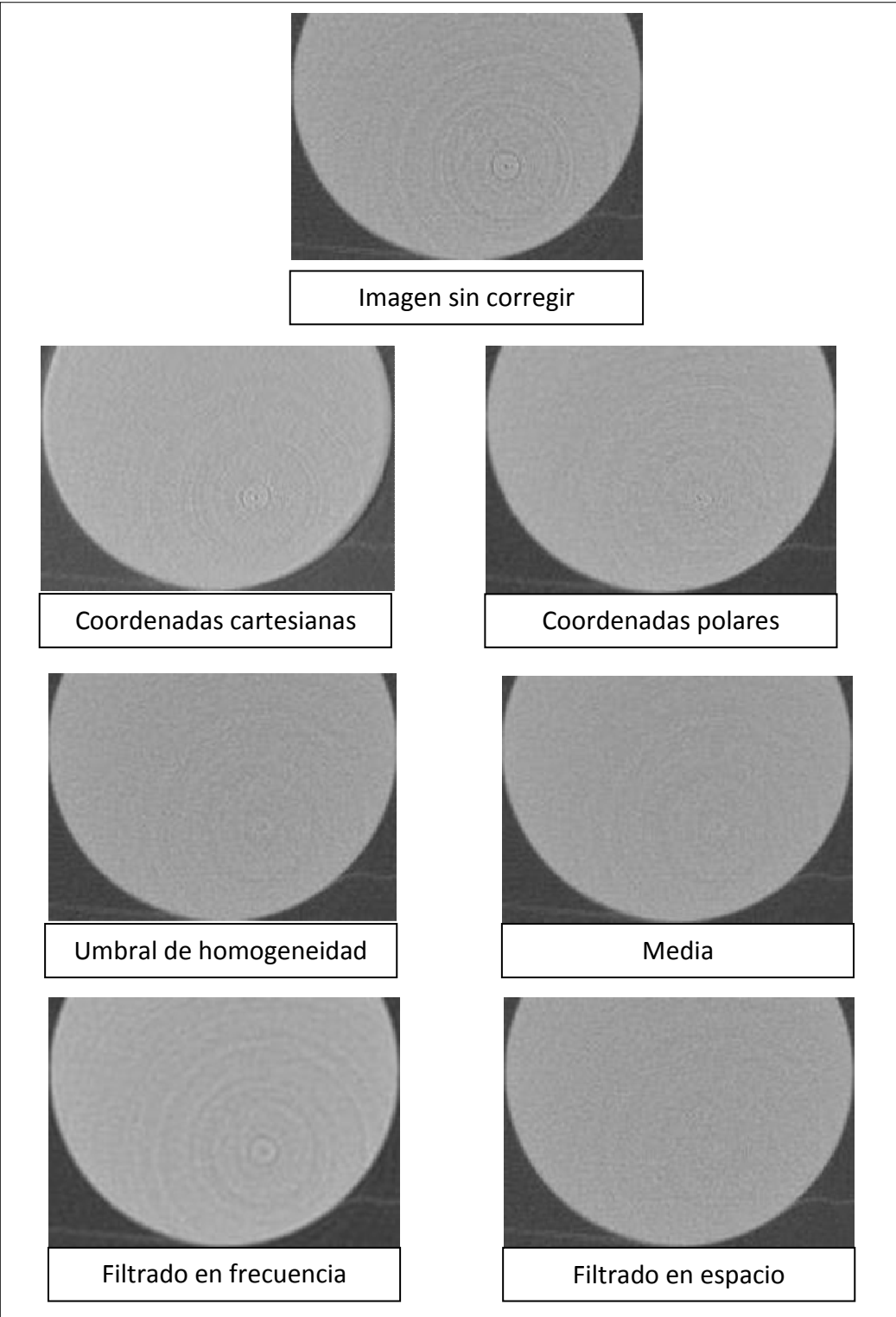
Como podemos observar en la tabla 7, el método de filtrado en espacio además de tener un mayor factor de corrección no tiene una varianza muy elevada, lo que implica que su comportamiento es más regular sobre imágenes de distinto tipo, ya que estamos analizando los datos de corregir imágenes de maniquíes uniformes, ratas y ratones. Además su tiempo de ejecución es de los más bajos de los métodos analizados.

En la tabla 8 se recogen las conclusiones de analizar visualmente las imágenes corregidas por cada uno de los métodos (figuras 100 y 101).

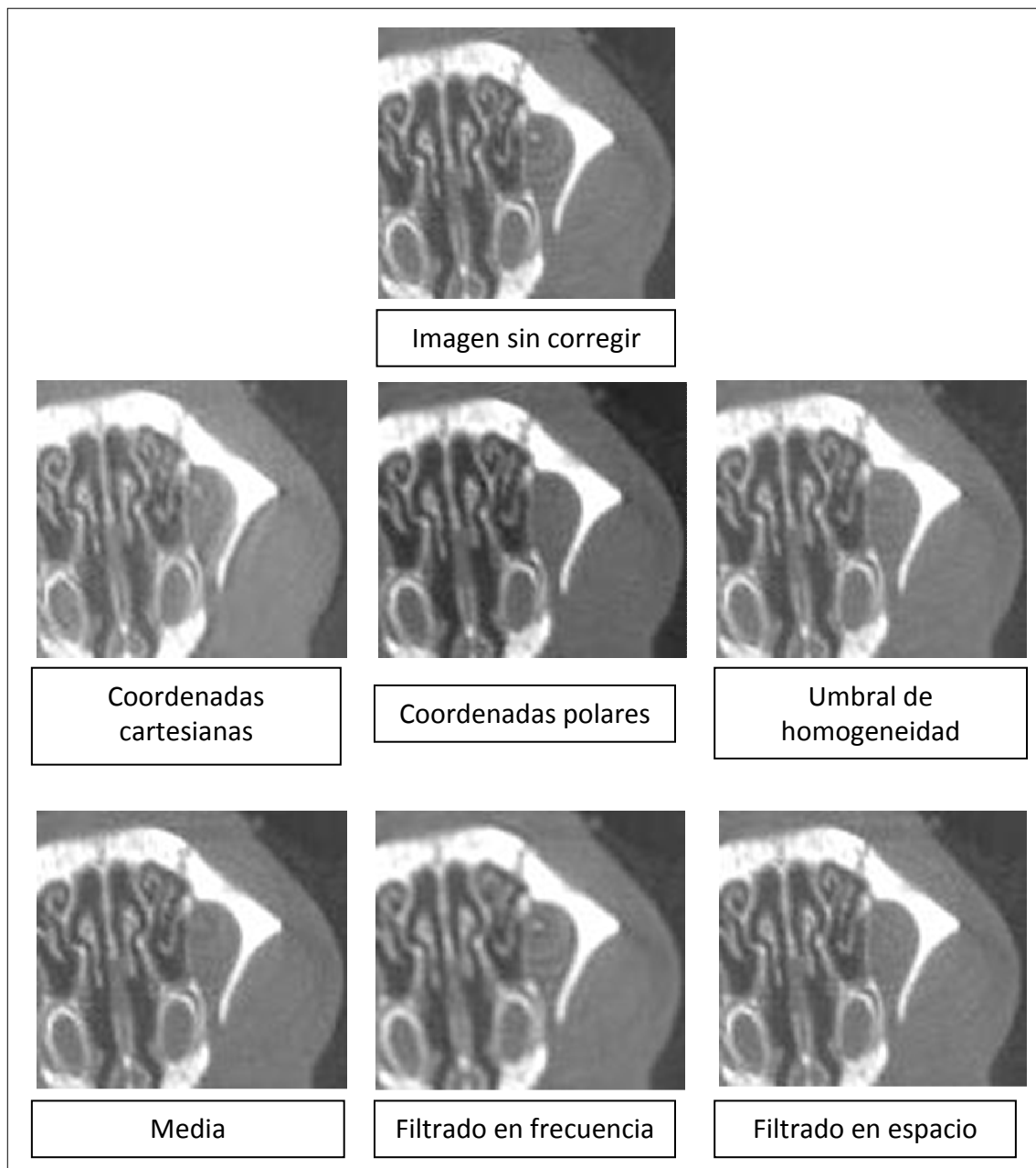
<b>Método</b>	<b>Comentarios</b>
Coordenadas cartesianas	Se produce una pequeña deformación de las estructuras del sujeto bajo estudio cuando la distancia entre sí es menor que el tamaño del filtro aplicado.
Coordenadas polares	Persisten algunos anillos más cercanos al iso-centro. El método introduce algo de distorsión en la imagen debido a la interpolación y el cambio de coordenadas.
Umbral de homogeneidad	Se corrigen prácticamente todos los artefactos de anillo, quedando visibles solo algunos cercanos al iso-centro.
Media	Se pierde un poco de nitidez respecto a la imagen original debido al filtrado de media .
Filtrado en frecuencia	Se pierde bastante nitidez respecto a la imagen original, suavizándola excesivamente lo que provoca la pérdida de detalles. Si se aumenta la frecuencia de corte del filtro paso bajo mejora la reducción de los anillos pero filtra también los bordes de la imagen.
Filtrado en espacio	Quedan restos de los anillos más pronunciados pero no produce deformación en las estructuras presentes.

**Tabla 8: Comentarios sobre la evaluación visual de cada uno de los métodos (figuras 102 y 103)**

A continuación se presentan las imágenes de cilindro (figura 100) y rata (figura 101) corregidas por cada uno de los métodos en donde se aprecia visualmente el nivel de corrección que se consigue con cada uno de ellos.



**Fig. 100: Estudio de maniquí cilíndrico corregido**



**Fig. 101: Estudio de rata corregido**

### 4.3 Incorporación de la corrección de anillos en el tomógrafo

A partir de los resultados de la evaluación anterior, el método seleccionado para su implementación en la consola MMKWS del tomógrafo disponible en le LIM ha sido el de filtrado en espacio, debido a su sencillez y a que presenta un buen factor de corrección, no estropea la imagen y su tiempo de ejecución es corto.

El proceso para abrir y corregir un estudio tomográfico en la consola multimodal MMWKS es el siguiente:

- el usuario selecciona el archivo .ACT del estudio tomográfico que quiere abrir (figura 102)

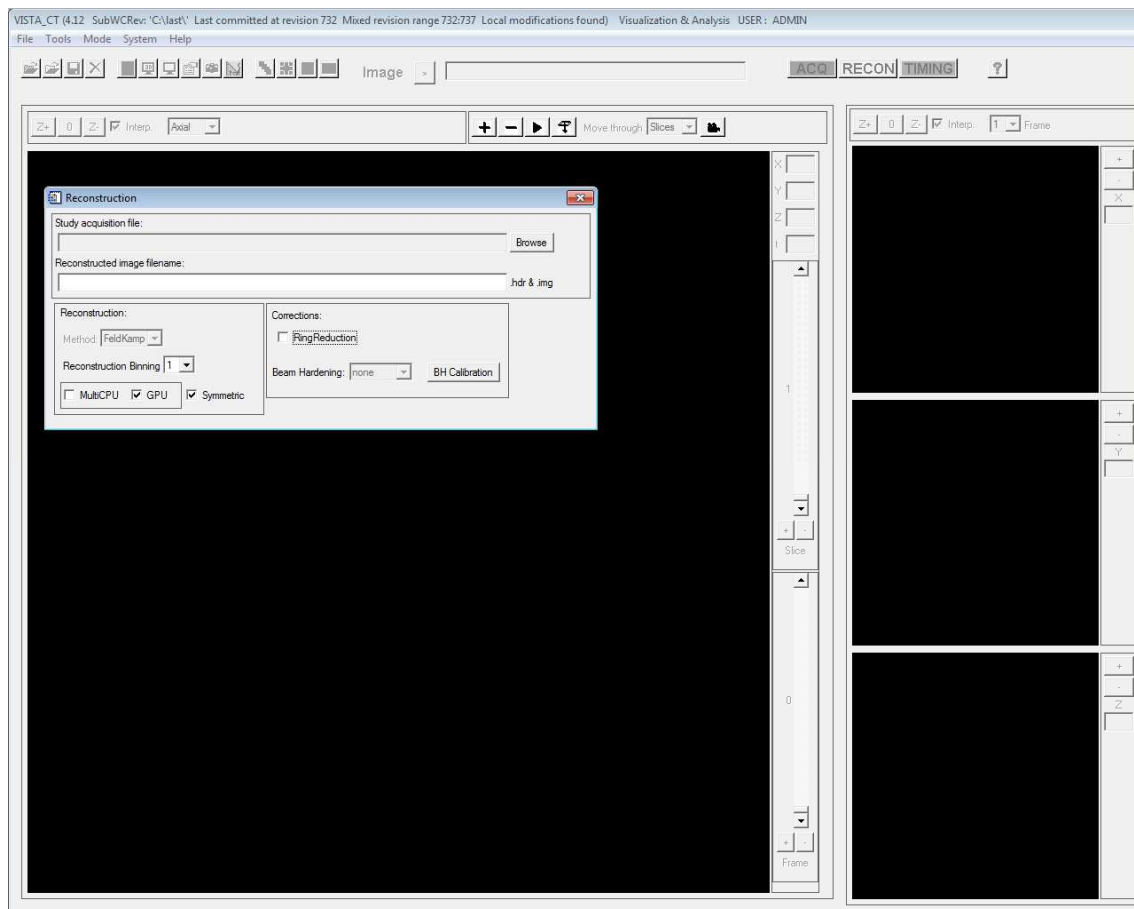
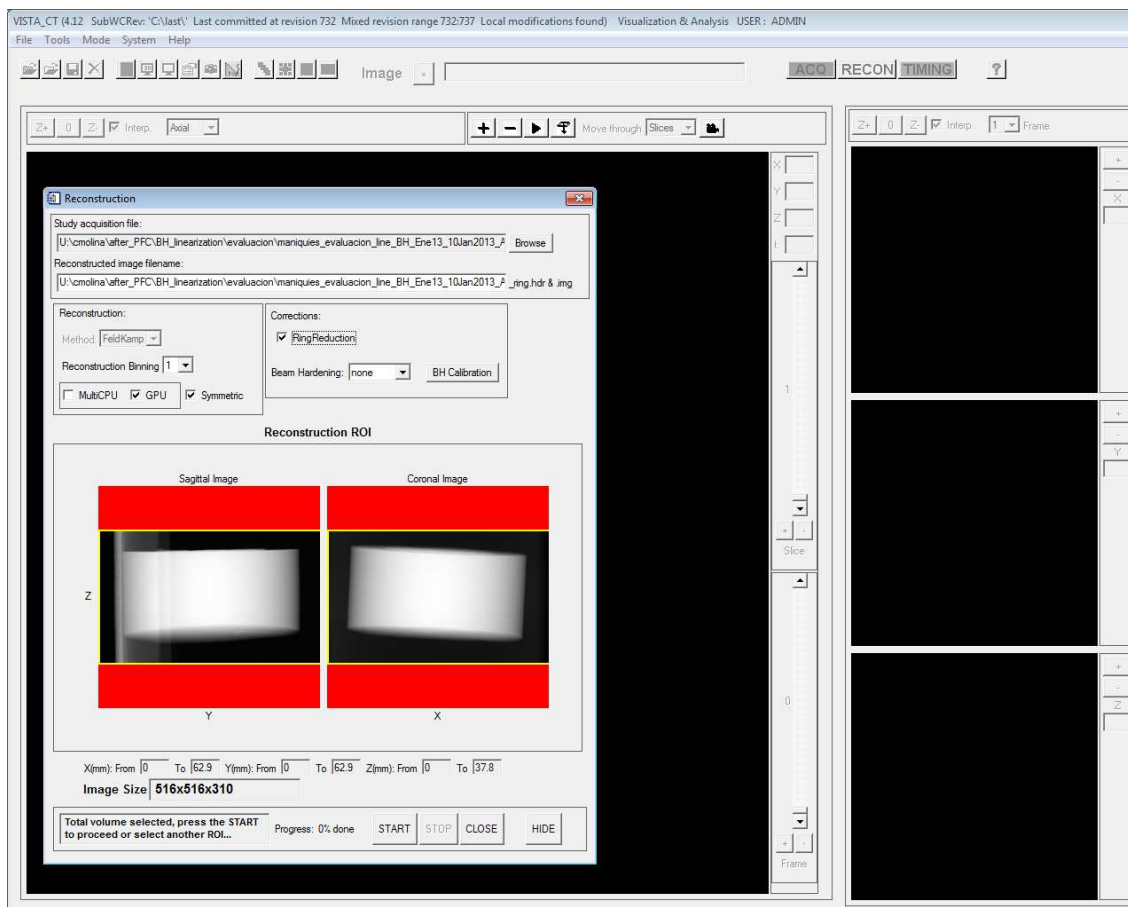


Fig. 102: Selección del archivo .ACT en la consola MMWKS

- una vez elegido, selecciona la opción de *RingReduction* que se encuentra dentro del apartado *Corrections* (figura 103) y se pulsa el botón *START*. El sistema crea unos archivos .CTF temporales en C:\last\CT donde los corrige y a partir de los cuales reconstruye la imagen. Una vez reconstruida la imagen los archivos temporales son automáticamente borrados con el fin de conservar los originales. La consola añade al nombre de los archivos .HDR y .IMG la extensión *\_ring*



**Fig. 103:** Selección de la opción *RingReduction* para corregir los artefactos de anillo

- en el archivo .HDR se le añade el campo *ring reduction:= YES/NO* asignando su valor a YES al haber corregido los anillos (figura 104).

```
projection size [3]:=310.000
number of shots:=8
beam hardening:=none
reconstruction binning:=1
method of reconstruction:=FeldKamp
type of interpolation:=Lineal
method of scatter correction:=NONE
axial correction:=Yes
vertical smooth:=NO
axial smooth:=NO
ring reduction:=YES
TEMPORAL STUDY :=
index nesting level := {time frame}
image duration (sec) [1] :=0.000000
image relative start time (sec) [1] :=0.000000
END OF INTERFILE :=
```

**Fig. 104:** Fragmento de un archivo de cabecera .HDR en donde la flecha señala el campo *ring reduction*





## **Conclusiones y líneas futuras**



## 5. CONCLUSIONES Y LINEAS FUTURAS

### 5.1 Conclusiones

El objetivo del presente proyecto fin de carrera, dentro de una línea de investigación de desarrollo de equipos de alta resolución para investigación pre-clínica, es el desarrollo de un software de corrección del artefacto de anillo para su incorporación en el tomógrafo de rayos X para pequeños animales, micro-TAC *add-on* disponible en el Laboratorio de Imagen Médica del Hospital Gregorio Marañón.

Para ello, en primer lugar se ha estudiado el funcionamiento y características del tomógrafo y se han obtenido los estudios tomográficos empleados en el presente proyecto. Así mismo se ha desarrollado un simulador que emula el funcionamiento del mismo permitiendo obtener proyecciones de maniqués sintéticos añadiendo artefactos de anillo.

Dentro del proyecto se han implementado un total de seis métodos propuestos en la literatura. Con el objetivo de determinar el método más eficaz a la hora de corregir artefactos de anillo en el caso del micro-CT *add-on*, se han evaluado sobre imágenes simuladas con artefactos de anillo y ocho estudios reales obtenidos en el micro-TAC *add-on*.

El lenguaje empleado para programar tanto el simulador como los distintos métodos de corrección de anillos ha sido IDL 6.4.

Los métodos evaluados se dividen en dos grupos: los que trabajan sobre la imagen reconstruida (método de coordenadas cartesianas y método de coordenadas polares) y los que trabajan sobre el espacio de proyecciones (método de umbral de homogeneidad, método de media, método de filtrado en frecuencia y método de filtrado en espacio). El método de coordenadas cartesianas presenta un buen comportamiento a la hora de corregir imágenes uniformes pero al filtrar imágenes no uniformes hay un compromiso entre la longitud del filtro para una mejor corrección de los anillos y la pérdida de resolución que produce. El método de coordenadas polares degrada la resolución espacial de la imagen debido a la interpolación necesaria en el proceso de cambio de coordenadas, además de no corregir completamente los anillos más cercanos al iso-centro de la imagen (son los anillos más marcados según lo visto en el apartado 2.2.2.2). Por otra parte el método de umbral de homogeneidad efectúa una buena corrección de los anillos pero tiene un tiempo de ejecución mucho más elevado que el del resto de los métodos. El método de media presenta un corto tiempo de ejecución pero resulta en una corrección de los artefactos de anillo menor que el método de filtrado en espacio. Respecto al método de filtrado en frecuencia existe de nuevo un compromiso entre reducción de anillos y preservación de la resolución espacial, de manera que si no se quiere perder mucha resolución será imposible eliminar los anillos completamente. Por último, el método de filtrado en espacio con filtro de mediana reduce notablemente los artefactos de anillo más marcados y no produce pérdida de resolución en las estructuras de la imagen.

De entre los métodos evaluados se ha seleccionado el método de filtrado en espacio con filtro de mediana para su incorporación al tomógrafo del laboratorio, debido a su sencillez, corto tiempo de ejecución, buen nivel de reducción de los artefactos de anillo, y la no distorsión de las estructuras contenidas en la imagen a corregir.

## **5.2 Líneas futuras**

Como líneas derivadas de este proyecto fin de carrera se proponen las siguientes:

- Optimización del tiempo de ejecución del método seleccionado. Para ello se programará el método de corrección en un lenguaje que permita implementaciones más rápidas como puede ser C.
- Combinación de los métodos evaluados entre sí y evaluación de si la corrección del artefacto de anillo que realizan de forma conjunta mejora la del método seleccionado.
- Al encontrarse el tomógrafo de rayos X en proceso de evolución, estudiar las características del nuevo tomógrafo como pueden ser su geometría, y en función de las nuevas características adaptar el algoritmo de corrección seleccionado.

## REFERENCIAS

- [1] Yiannis Kyriakou, Daniel Prell and Willi A Kalender, "*Ring artifact correction for high-resolution micro CT*", Phys. Med. Biol. 54 (2009) N385–N391, 2009
- [2] Abella, M., JJ Vaquero, A Sisniega, J Pascau, A Udías, V García, I Vidal, M Desco, "*Software architecture for multi-bed FDK-based reconstruction in X-ray CT scanners*". Comput Meth Prog Bio, 218-232, 2012
- [3] Kontaxakis, G., JJ Vaquero, A Santos, "*Reconstrucción de imagen en tomografía por emisión de positrones*". Rev.R.Acad.Cienc.Exact.Fis.Nat.(Esp). 45-57, 2002
- [4] Julia F.Barrett, Nicholas Keat, "*Artifacts in CT: Recognition and Avoidance*", 2004
- [5] Jan, J. "*Medical Imagen Processing, Reconstruction and Restoration Concepts and Methods*", 2006
- [6] Mehran Yazdi, Luc Beaulieu. "*Artifacts in Spiral X-ray CT Scanners: Problems and Solutions*". International Journal of Biological and Life Science, 2008
- [7] Jiang Hsieh., "*Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts and Recent Advances*", 2003
- [8] Lewis, J.S, S. Achilefu., "*Small Animal Imaging: Current Technology and Perspectives for Oncological Imaging*" Eur. J. Cancer 2002
- [9] Chatziioannou, A.F., "*Molecular Imaging of Small Animals with Dedicated PET Tomographs*", 2002
- [10] Vaquero, J.J., S.Redondo, E.Lage, M.Abella, A.Sisniega, G.Tapias, M.L.S. Montenegro, and M.Desco, "*Assessment of a New High-Performance Small-Animal X-Ray Tomograph*". IEEE TRANSACTIONS ON NUCLEAR SCIENCE, 2008. 55.
- [11] Vaquero, J.J., S. Redondo, E. Lage, M. Abella, A. Sisniega, G. Tapias, M.L.S. Montenegro, M. Desco, "*Assessment of a New High-Performance Small-Animal X-Ray Tomograph*", 2008
- [12] M. Abella, JJ Vaquero, A. Sisniega, M. Desco, "*A new algorithm for ring artifact reduction in small animal X-ray computed tomography*"
- [13] Pascau, J., J.J. Vaquero, M. Soto, R. Cacho, J. Sánchez, A. Santos, M. Desco, "*Multimodality workstation for small animal image visualization and analysis*", Molecular Imaging and Biology, 2006
- [14] M. Rivers, "*Ring artifact reduction*", 1998
- [15] Carsten Raven, "*Numerica removal of ring artifacts in microtomography*", Review of scientific instruments, Vol 69, Nr 8, 1998
- [16] Jan Sijbers and Andrei Postnov , "*Reduction of ring artifacts in high resolution micro-CT reconstructions*", Physics in Medicine and Biology, Vol. 49, Nr. 14, 2004
- [17] Daniel Prell, Yiannis Kyriakou<sup>1</sup> and Willi A Kalender , "*Comparison of ring artifact correction methods for flat-detector CT*", Phys. Med. Biol. 54 (2009) 3881–3895
- [18] Abella, M., "*Contributions to Image Reconstruction in High-Resolution Multimodality Systems for Preclinical Applications*", in "Unidad de Medicina y Cirugía Experimental. Hospital General Universitario Gregorio Marañón, M. Desco and J.J. Vaquero, Editors. 2010, Universidad Politécnica de Madrid
- [19] M.A. Yousuf, M. Asaduzzaman, "*An efficient Ring Artifact Reduction Method Based on Projection Data for Micro-CT Images*", Journal of Scientific Research, 2010
- [20] Körner, M., C.H. Weber, S.Wirth, K. Pfeifer, M.F. Reiser, M. Treitl, "*Advances in Digital Radiography: Physical Principles and System Overview*", RadioGraphics, 2007.27: p. 675-686

- [21] de Molina, C., "*Corrección del artefacto de endurecimiento de haz (beam hardening) para imágenes obtenidas con tomógrafo de rayos X de pequeños animales*", Universidad Autónoma
- [22] Kak, A.C., Slaney, Malcolm, "*Principles of Computerized Tomographic Imaging*", IEEE Press, 1988
- [23] Crawford, C.R., "*CT Filtration Aliasing Artifacts*", IEEE Trans. med. imaging, 1991

## GLOSARIO

- **CT:** Computed Tomography
- **TAC:** Tomografía Axial Computarizada
- **eV:** electrón-voltio
- **keV:** kiloelectrón-voltio
- **MeV:** megaelectrón-voltio
- **CR:** Computed Radiography
- **DR:** Direct Radiography
- **mm:** milímetro
- **μm:** micrómetro
- **FBP:** Filtered Back Projection
- **IFBP:** Iterative Filtered Back Projection
- **TF:** Transformada de Fourier
- **FFT:** Fast Fourier Transform
- **FDP:** Flat Detector Panel
- **CCD:** Charge-Coupled Device
- **FDK:** Feldkamp, David y Kreis
- **MMWK:** Multimodality Workstation
- **PET:** Positron Emission Tomography
- **SPECT:** Single Photon Emission Computed Tomography
- **UMCE:** Unidad de Medicina y Cirugía Experimental
- **HGUGM:** Hospital General Universitario Gregorio Marañón

# PRESUPUESTO

## Material:

- Ordenador Intel Core 2 Duo 4 Gb RAM + monitor 17'..... 2000 €
- Licencia lenguaje de programación IDL ..... 300 €
- Licencia lenguaje de programación Matlab ..... 6000 €
- Material de oficina ..... 150 €
- Total material .....8450 €

## Coste imputable material:

- Amortización sobre el coste total <sup>(1)</sup> .....1690 €

## Beneficio industrial:

- 6% sobre el total material ..... 507 €

## Personal:

- Honorario ingeniero .....15 €/ hora
- Horas dedicadas ..... 600 horas
- Horas personal copartícipe ..... 50 horas
- Total personal ..... 9750 €

## Subtotal presupuesto:

- Subtotal ..... 11947 €

## IVA aplicable

- 21% sobre el subtotal ..... 2508.87 €

## Total presupuesto:

- Total ..... 14455.87 €

<sup>(1)</sup> Fórmula de cálculo de la amortización:  $\frac{A}{B} \cdot C \cdot D$

A: número de meses desde la fecha de facturación en que el equipo es utilizado

B: periodo de depreciación (60 meses)

C: coste del equipo (sin IVA)

D: % del uso que se dedica al proyecto

Madrid, Febrero 2013  
El ingeniero jefe del proyecto  
Fdo: Daniel Alonso García  
Ingeniero Superior de Telecomunicaciones